



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

**DEFORMAČNÍ A NAPĚŤOVÁ ANALÝZA
LEBEČNÍHO IMPLANTÁTU S FIXÁTORY**

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF SKULL IMPLANT WITH FIXATORS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Karel Machala

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2023

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Karel Machala**
Studijní program: Základy strojního inženýrství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
Akademický rok: 2022/23

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Deformační a napět'ová analýza lebečního implantátu s fixátory

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Vážná zranění ohrožující pacienty přímo na životě jsou úrazy hlavy. Dochází při nich často k fraktuře lebeční kosti, vzniká otok utlačující mozek a je nutná okamžitá operace. V případě, že není možné použít fragmenty původní kostní tkáně, je nutné zavést implantát. Ten je vyráběný aditivními metodami pacientovi přímo na míru. Při tomto postupu dochází ke vzniku řady geometrických nepřesností, které mají vliv na deformačně napět'ové stavy soustavy.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešeršní studie související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelů geometrie lebečního implantátu s rozdílnou geometrií na rozhraní kostní tkáně a implantátu.
3. Vytvoření výpočtového modelu soustavy implantátu s lebkou.
4. Provedení deformační a napět'ové analýzy a posouzení vlivu různé geometrie implantátu.

Seznam doporučené literatury:

CHAMRAD, Jakub. Deformační a napěťová analýza lebečního fixátoru. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 85 s. Vedoucí diplomové práce. Ing. Petr Marcián, Ph.D.

CHAMRAD, J., MARCIÁN, P., BORÁK, L.: On the level of computational model of a human skull: A comparative study. Applied and Computational Mechanics, roč. 12, č. 1, str. 5-16. DOI: 10.24132/acm.2018.385, 2018

RIDWAN-PRAMANA, A.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; NARRA, N.; FOROUZANFAR, T.; WOLFF, J.: Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty – a finite element study. Journal of cranio – maxillofacial surgery, roč. 44, č. 1, s. 34-44. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcms.2015.10.014>, 2016

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23.

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Lebeční implantát s fixátory slouží k rekonstrukci poškozeného místa lebky, u kterého došlo k defektu způsobeného v důsledku traumatického zranění nebo onemocnění. Výroba lebečního implantátu je v dnešní době předoperačně plánovaná a využívá se pomocí moderních technologií přístup tzv. pacientovi specificky na míru. S výrobou implantátu je spojena ovšem jeho geometrická přesnost a možné komplikace způsobené výrobou nepřesně padnoucích lebečních implantátů. Mechanické chování lebečního implantátu v defektu je důležitý faktor, který ovlivňuje jeho funkci. V této bakalářské práci je provedeno porovnání rozdílných modelů geometrie lebečního implantátu na rozhraní kostní tkáň a implantátu založeného na deformační a napět'ové analýze. Deformační a napět'ové stavy jsou určeny pomocí výpočtového modelování s využitím metody konečných prvků. Analyzovány byly tři varianty modelů geometrie lebky s lebečním implantátem se zahrnutím rozdílných rozhraní implantátu a kostní tkáň, a navíc pro porovnání výsledků byl řešen a analyzován jeden referenční model lebky bez defektu. Hodnoty deformace implantátu byly větší v případě vytvořené vůle na rozhraní implantátu a kostní tkáň. Hodnoty napětí na fixátorech byly vyšší pro varianty modelů s vytvořenou vůlí na rozhraní implantátu a kostní tkáň.

ABSTRACT

A skull implant with fixators is used for the reconstruction of a damaged area of the skull, where a defect has occurred due to traumatic injury or disease. Nowadays, the production of a skull implant is preoperatively planned and employs modern technologies to achieve a patient-specific, customized approach. However, the manufacturing process of accurately fitting skull implants is associated with the challenge of achieving geometric precision and potential complications. The mechanical behaviour of the skull implant within the defect is a crucial factor that influences its functionality. This bachelor's thesis presents a comparison of distinct models of skull implant geometry at the interface between the implant and bone tissue, based on stress-strain analysis. Stress-strain states are determined using computational modelling utilizing the finite element method. Three variations of skull geometry models with the skull implant, considering different interfaces between the implant and bone tissue, were analysed. Additionally, for result comparison, a reference model of a skull without a defect was solved and analysed. The values of implant displacement were higher in cases where a gap was created at the interface between the implant and bone tissue. The stress values on the fixators were higher for the model variations with a gap created at the interface between the implant and bone tissue.

KLÍČOVÁ SLOVA

Lebeční implantát, fixátory, deformační a napět'ová analýza, metoda konečných prvků

KEY WORDS

Skull implant, fixators, stress-strain analysis, finite element method

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

MACHALA, Karel. *Deformační a napěťová analýza lebečního implantátu s fixátory*. Brno, 2023. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/149900>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci na téma *Deformační a napěťová analýza lebečního implantátu s fixátory* vypracoval samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. s použitím odborné literatury a informačních zdrojů uvedených v seznamu, který je součástí této práce.

V Brně dne 25. května 2023

Karel Machala

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěl poděkovat panu Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za jeho ochotu, trpělivost, odborné rady a cenné připomínky při vedení této bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat všem, kteří mě podpořovali během studia, a hlavně svojí rodině.

OBSAH

1	ÚVOD	11
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	12
2.1	FORMULACE PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	12
3	REŠERŠNÍ STUDIE	13
4	ZÁKLADNÍ ANATOMIE LIDSKÉ LEBKY	15
4.1	MOZKOVÁ ČÁST LEBKY	15
4.2	KOSTNÍ TKÁŇ	16
4.3	SUTURY	17
4.4	MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTÍ.....	18
5	INTRAKRANIÁLNÍ TLAK	20
6	IMPLANTÁTY PRO KRANIOPLASTIKU	22
6.1	INTRAOPERATIVNĚ TVAROVANÉ IMPLANTÁTY	22
6.2	IMPLANTÁTY VYTVOŘENÉ POMOCÍ VÝPOČETNÍ TECHNIKY	22
6.3	REŠERŠE NEPŘESNOSTÍ PŘI TVORBĚ MODELU GEOMETRIE PRO 3D TISK.....	24
6.4	HISTORIE A BUDOUCNOST.....	26
7	MATERIÁLY LEBEČNÍCH IMPLANTÁTŮ	27
7.1	BIOLOGICKÉ MATERIÁLY	27
7.1.1	AUTOLOGNÍ KOSTNÍ ŠTĚP.....	27
7.1.2	ALOGENNÍ KOSTNÍ ŠTĚP	27
7.1.3	XENOGENNÍ KOSTNÍ ŠTĚP.....	28
7.2	SYNTETICKÉ MATERIÁLY	28
7.2.1	KOVY	28
7.2.2	PMMA (MMA)	29
7.2.3	PEEK.....	30
7.2.4	DALŠÍ SYNTETICKÉ MATERIÁLY	31
7.3	KOMPLIKACE A POROVNÁNÍ MATERIÁLŮ	31
8	FIXACE IMPLANTÁTU V LEBCE	33
9	VOLBA METODY ŘEŠENÍ	36
10	VÝPOČTOVÝ MODEL	37
10.1	MODEL GEOMETRIE.....	37
10.1.1	MODEL GEOMETRIE LEBKY S DEFEKTEM	37
10.1.2	MODEL GEOMETRIE IMPLANTÁTŮ S ODLIŠNOU GEOMETRIÍ NA ROZHRA NÍ KOSTNÍ TKÁŇĚ A IMPLANTÁTU	40
10.1.3	MODEL GEOMETRIE FIXÁTORŮ.....	41
10.1.4	MODEL GEOMETRIE ŠROUBU.....	41

10.1.5	MODEL Y GEOMETRIE SESTAVY LEBKY S IMPLANTÁTEM A FIXAČNÍM ZARÍZENÍM.....	42
10.2	DISKRETIZACE GEOMETRIE	43
10.3	MODEL MATERIÁLU	45
10.4	MODEL ZATÍŽENÍ A VAZEB	45
11	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	47
11.1	DEFORMACE IMPLANTÁTU	47
11.1.1	CELKOVÁ DEFORMACE IMPLANTÁTU	47
11.1.2	ZÁVISLOST DEFORMACE IMPLANTÁTU VE SMĚRU OSY X NA POLOZE MAXIMÁLNÍ PŮSOBÍCÍ SÍLY	49
11.1.3	VLIV DEFORMACE IMPLANTÁTU V OSE X NA VELIKOSTI SÍLY	50
11.1.4	DEFORMACE IMPLANTÁTU V OSE X	51
11.2	REDUKOVANÉ NAPĚTÍ (HMH) NA FIXÁTORECH	53
11.3	KONTAKTNÍ TLAK NA IMPLANTÁTU A ROZHRAŇÍ KOSTNÍ TKÁNĚ.....	57
12	ZÁVĚR.....	60
13	SEZNAM ODBORNÉ LITERATURY	61

1 ÚVOD

Poranění hlavy a mozku se podílí na vysoké morbiditě (nemocnost) a úmrtnosti postižených s traumatickými poraněními. Příčiny poranění jsou například pády, dopravní nehody, následky poranění vzniklých při sportu a fyzických aktů, kdy svou roli sehrál alkohol nebo drogy. U poškození lebky může dojít ke zlomeninám a lebka ztrácí svojí primární funkci, kterou je mechanická ochrana mozku. Poranění mozku může vést k otoku, který je pro mozkovou tkáň velice nebezpečný. K otoku dochází v důsledku zvýšení tlaku uvnitř lebky [1]. Při různých neurochirurgických operacích se velmi často vyskytují kostní defekty v chirurgii dospělých nebo pediatrii, které jsou způsobeny zejména traumatickými poraněními, rekonstrukčními operacemi nebo nádory [2].

Pro rekonstrukci lebečního defektu se může využít původní kostní tkáň, pokud je to možné, nebo existuje velké množství synteticky vyrobených materiálů použitelných pro implantologii. Každý materiál má své výhody a nevýhody, stejně tak správné klinické indikace a vhodnost využití. U velkých defektů, které způsobují funkční a estetické potíže, mohou umělé materiály úspěšně nahradit chybějící kost. V klinické praxi při rozsáhlých nebo opakovaných neurochirurgických zákrocích, včetně traumatu a nádorů, může neúplné zakrytí kostními defekty vést k pooperačním komplikacím. Kostní defekt je problematický z kosmetického hlediska, ale také představuje problém pro mozkovou tkáň, která zůstane nechráněná pod kůží. Tyto kostní defekty mohou být rekonstruovány pomocí na zakázku vyrobených a předoperačně připravených implantátů nebo jsou implantáty vyráběny během operace. Volba materiálu a technika uzavření defektu závisí na lékaři, jeho zkušenostech a schopnostech [2].

Vyvíjející se znalosti v oblasti biomateriálů a biomedicínského inženýrství, které je spojeno s rozvojem zobrazovacích metod, podnítily rozvoj v oblasti výroby implantátů specifických pro pacienta s využitím aditivních technologií 3D tisku. Pomocí zobrazovacích metod jsou získány snímky lebečního defektu a tyto snímky jsou využity pro tvorbu 3D modelů sloužících k rekonstrukci. Implantáty vyrobené pacientovi na míru mají pro pacienta výrazně lepší kosmetický výsledek a jsou vhodnou alternativou při komplikacích spojených s autologními kostními štěpy. Díky pokročilé technologii a automatizovanému strojovému řízení lze 3D plánování, navrhování a tisk implantátu provádět zrychleným způsobem s předvídatelnou klinickou účinností [3]. K zajištění implantátu jsou využívány nejčastěji titanové plátky (fixátory), které jsou vhodně umístěny na lebce pomocí samořezných šroubů [4].

Rekonstrukce lebečního defektu je komplexní multidisciplinární problém, který zahrnuje lékařské zobrazovací metody, předoperační plánování implantátu, aditivní výrobu implantátu a následný chirurgický zákrok provedený zkušeným lékařem. K dosažení co nejlepších výsledků rekonstrukce poškozeného místa lebky je důležitá eliminace možných komplikací způsobených před, během a po operaci. Jedná se o soustavu lebky, lebečního implantátu a fixátorů se šrouby, která je mechanicky namáhaná. Pro posouzení jejího chování je možné provést deformační a napěťovou analýzu.

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Výroba implantátu pacientovi specificky na míru se skládá z několika kroků, které vedou k tvorbě geometrie lebky s lebečním defektem s využitím vhodného zobrazovacího zařízení a následným vytvořením lebečního implantátu a jeho upevněním na lebce. Při tomto postupu dochází ke vzniku řady geometrických nepřesností, které mají vliv na deformační a napět'ové stavy soustavy lebečního implantátu a fixačního zařízení. Při vzniku výrazných geometrických nepřesností na rozhraní kostní tkáně a implantátu přenáší fixační zařízení větší zatížení, protože není dosaženo podpory od kostní tkáně. Jednou z možností, jak posoudit toto zatížení, je provedení analýzy deformačních a napět'ových stavů. Určení těchto deformačních a napět'ových stavů je problém. Pro popis těchto deformačních a napět'ových stavů je z etických důvodů daného problému, a možností využít vytvořenou geometrii implantátu, výhodné výpočtové modelování. Výpočtový model se skládá z modelu geometrie soustavy lebka-implantát-fixátory-šrouby, modelu materiálu a modelu zatížení a vazeb. Vytvoření výpočtových modelů a jejich srovnání vyžaduje vytvoření dílčích geometrií tvaru implantátu s rozdílným rozhráním implantátu a kostní tkáně.

2.1 FORMULACE PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

Cílem práce je provedení deformační a napět'ové analýzy a posouzení vlivu rozdílné geometrie implantátu na rozhraní kostní tkáně a implantátu pomocí výpočtového modelování na základě dodaných CT snímku lebky.

Dílčí cíle práce jsou:

1. Provedení rešeršní studie související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelů geometrie lebečního implantátu s rozdílnou geometrií na rozhraní kostní tkáně a implantátu.
3. Vytvoření výpočtového modelu soustavy implantátu s lebkou.
4. Provedení deformační a napět'ové analýzy a posouzení vlivu různé geometrie implantátu.

3 REŠERŠNÍ STUDIE

Cílem této studie je uvést literaturu, která se zaměřuje na deformační a napěťovou analýzu s využitím výpočtového modelování pomocí metody konečných prvků (MKP) a na proces tvorby rekonstrukce anatomických 3D modelů a získat informace o řešených problémech při návrhu lebečního implantátu.

On the level of computational model of a human skull: A comparative study [5]

CHAMRAD J., MARCIÁN P., BORÁK L.

Článek se zabývá srovnáním různých výpočtových modelů lebky, které jsou běžně používány v literatuře. K vytvoření různých modelů geometrie jsou využity CT¹ snímky jednoho pacienta. V této studii je vytvořena horní část lebky s využitím čtyřech základních modelů geometrie:

- skořepinový model (skládá se pouze z kortikální kostní tkáně),
- objemový model (složený pouze z kortikální kostní tkáně),
- objemový model složený z kortikální a spongiózní kostní tkáně,
- model, který kombinuje skořepinové elementy kortikální kostní tkáně a objemové elementy spongiózní kostní tkáně.

Model materiálu byl zvolen homogenní, ale jeden model lebky byl vytvořen s využitím heterogenního modelu materiálu. Zvolení výpočtového modelu výrazně ovlivňuje výsledky vyšetřovaných deformačních a napěťových stavů. Analyzované simulace byly získány pomocí MKP a výsledky byly mezi sebou porovnány.

Studie demonstruje, jak zvolení úrovně výpočtového modelu ovlivňuje získané výsledky biomechanicky podstatných parametrů.

Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty – A finite element study [6]

RIDWAN-PRAMANA A., MARCIÁN P., BORÁK L., NARRA N., FOROUZANFAR T., WOLFF J.

Článek vyšetřuje různé tvary implantátů a rozhraní kostní tkáně s implantátem. Využitím výpočtového modelování jsou zde vytvořeny jednoduché tvary implantátů (kruhový, čtvercový, trojúhelníkový se dvěma způsoby upevnění pomocí fixátorů a nepravidelný tvar). Všechny tvary implantátů jsou vytvořeny ve třech variantách podle úhlového rozhraní kostní tkáně s implantátem (pozitivní, negativní nebo záporný úhel rozhraní). Celkem je vytvořeno 15 kombinací modelů a je zde vytvořena referenční (kontrolní) geometrie a klinický model s proměnným úhlem rozhraní. K simulaci byla využita metoda konečných prvků a získané výsledky byly pro jednotlivé kombinace porovnány a vyhodnoceny.

Studie uvádí vliv úhlového rozhraní na výsledky analýz a je zdrojem informací pro nastavení výpočtového modelu v programu Ansys.

CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing [7]

VAN EIJNATTEN M., VAN DIJK R., DOBBE J., STREEKSTRA G., KOIVISTO J., WOLFF J.

Článek se zabývá metodami segmentace CT snímků kostní tkáně, které jsou používány pro aditivní výrobu v lékařství. Cílem studie bylo shrnout stávající literaturu o různých metodách segmentace a vyhodnocení výhod a nevýhod s porovnáním přesnosti. Ve studii je shrnut současný lékařský proces aditivní výroby používaný pro rekonstrukci pohybového aparátu. Každý krok během tvorby modelu pro aditivní výrobu může vést ke vzniku geometrické odchylky. Většina nepřesností se objevuje během zobrazování (získání CT snímků) a zpracování obrazu (segmentace obrazu). Tyto dva zdroje nepřesností jsou podrobně popsány a následně je provedena porovnávací studie literatury, která se zabývala segmentací CT obrazu.

¹ CT – počítačová tomografie (Computed tomography – anglicky)

Studie uvádí, že globální segmentace je stále nejpoužívanější metoda segmentace v aditivní výrobě v lékařství a většinu přesností lze považovat za dostatečnou pro vytvoření anatomických modelů, ale je nutno dbát na možné komplikace vzniklé nepřesnostmi segmentace.

4 ZÁKLADNÍ ANATOMIE LIDSKÉ LEBKY

Lebka (*cranium*) je část axiálního skeletu [8]. Na utváření kostry hlavy se podílejí kosti dvojího druhu: kosti krycí – demogenní kosti, které osifikují¹ ve vazivu a kosti náhradní – chondrogenní kosti, jež osifikují v chrupavce a nahrazují chrupavčitý model kosti. Tyto dvě části se dále účastní na tvorbě dvou hlavních oddílů lebky, kterými jsou:

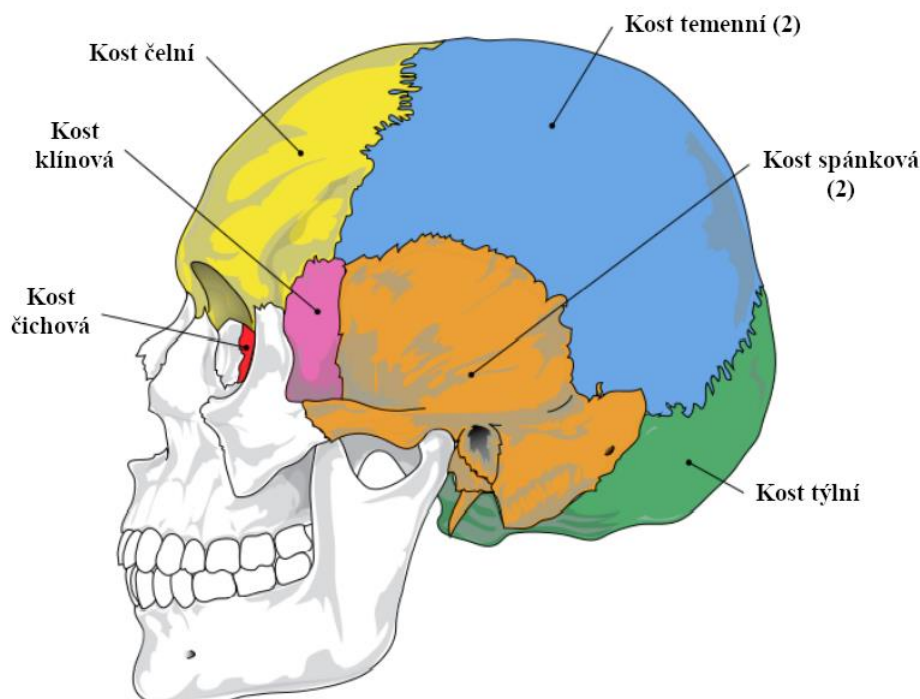
- *neurocranium* – chrání mozek a smyslové orgány (mozková část),
- *splanchnocranium* – soubor kostí obklopující trávicí trubici (část obličejová) [9].

Lebka obsahuje dutiny a otvory, kterými procházejí hlavové nervy a krevní cévy. Jednotlivé kosti hlavních oddílů lebky jsou pevně spojeny vazivem zvaným lebeční švy (*sutury*). Jediné pohyblivé spojení představuje párový kloub, který spojuje dolní čelist se spánkovou kostí [8].

Pro tuto bakalářskou práci je z hlediska řešeného problému podstatná mozková část lebky.

4.1 MOZKOVÁ ČÁST LEBKY

Mozková část (viz obr. 1) je rozdělena na dvě části: klenbu lebeční (*calvaria*) a lebeční spodinu (*basis cranii*), které tvoří lebeční dutinu (*cavitas cranii*) [10]. Klenba kryje shora lebeční dutinu a spodní plochu uzavírá spodina lebeční [9]. Tato část ochraňuje mozek a smyslové orgány, tedy čichové, zrakové, sluchové a rovnovážné ústrojí [8; 10]. Kostí mozkové části jsou tvořeny párovými a nepárovými kostmi. Započítávají se zde jen ty kosti, které bezprostředně mozkovou část lebky vytvářejí. Kost temenní (*os parietale*) a spánková (*os temporale*) jsou kosti párové. V případě kosti týlní (*os occipitale*), čelní (*os frontale*), klínové (*os sphenoidale*) a čichové (*os ethmoidale*) se jedná o nepárové kosti [9].



Obr. 1 Kostí mozkové části lebky (upraveno) [11]

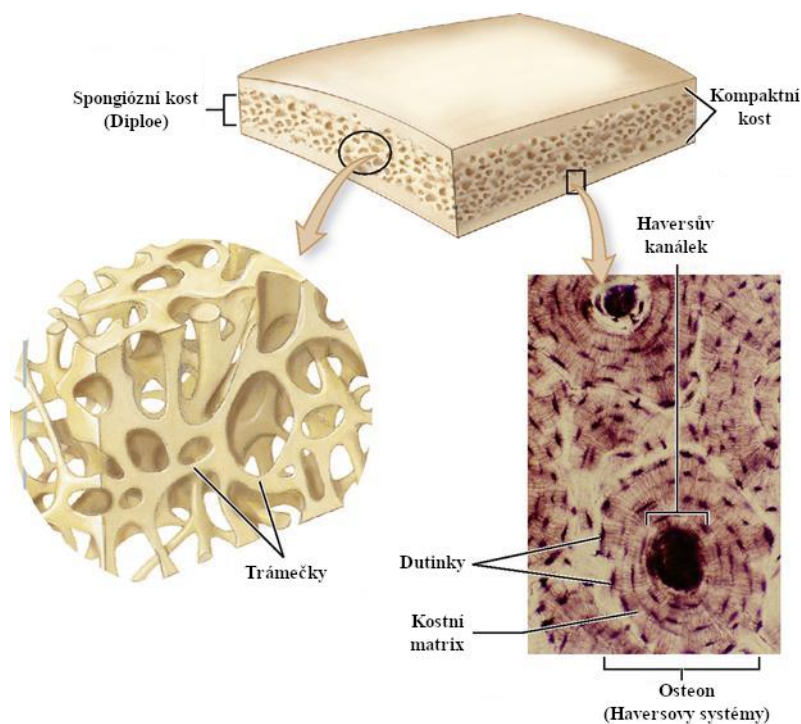
¹ Osifikace neboli kostnatění je přeměna chrupavky či vaziva na kost

4.2 KOSTNÍ TKÁŇ

Kost je tvrdé, pevné a v jistém rozmezí pružné pojivo tvořící podstatu kostry. Každá kost má svou specializovanou podpurnou a ochrannou funkci [9]. Podle tvaru se rozlišují kosti dlouhé (např. stehenní kost), krátké (např. hlezenní kost) a ploché (zejména kosti lebky, např. temenní kost). Zvláštními druhy kostí jsou kosti nepravidelné (např. spánková kost) a vzdušné, jinak řečeno pneumatizované (např. čelní kost), které mají v nitru dutinu a jsou vyplněny vzduchem [9; 10]. Kosti jsou cévně zásobeny a nacházejí se zde tepny, žíly a nervová vlákna [9].

Kosti všech tvarových typů jsou tvořeny kostní tkání dvou hlavních forem. Jedná se o kostní tkáň hutnou, kompaktní (*substantia compacta*) a kostní trámčinu (*substantia spongiosa*). Kompaktní kostní tkáň, někdy též nazývaná kortikální, je pevná, tvrdá a zpravidla tvoří povrch kostí. Kostní trámčina, často nazývaná spongióza, je řídká (pórovitá) a utváří vnitřní část kostí [9]. Dutinky mezi trámčinou souborně formují dřevnou dutinu, která je vyplněna kostní dřevní [10]. V závislosti na typu kosti se liší podíl kompaktní kosti a spongiózy. Kompaktní kostní tkáň je tvořena lamelami trojího typu: Haversovy lamely, intersticiální (vmezeřené) lamely a povrchové (plášťové) lamely. Haversovy lamely jsou typicky uspořádány do válcovitých útvarů (osteony) a koncentricky obkládají drobné Haversovy kanálky, které obsahují cévy. Ostatní lamely jsou většinou pozůstatkem Haversových lamel [9]. Lamely trámčeků spongiózní kosti probíhají přibližně rovnoběžně s povrchem trámců. Haversovy kanálky jsou vytvořeny jen v mohutných trámcích [12].

Ploché kosti lebky (čelní, temenní a týlní) mají na vnějším a vnitřním povrchu tenkou souvislou vrstvu kosti kortikální [12]. Mezi oběma tuhými vnějšími vrstvami je spongiózní část se silnějším podílem trámčiny. Spongiózní část lebky se říká diploe [9]. Uspořádání kostí lebky se říká sendvičové uspořádání (viz obr. 2), při kterém dochází k zachování pevnosti pomocí vnějších vrstev a lehké jádro je schopno absorbovat energii. Tloušťka vrstev dospělého člověka je individuální, většinou bývá nad 5 mm [13]. Diploe je tvořena trámčkovitou strukturou propojenou tak, že vzniká prostorová síť. Úprava trámčeků je nepravidelná, připomínající houbovitý tvar. Jednotlivé trámčky jsou tvořeny lamelami, které jsou ploché a tenké. U kostí, které jsou zatěžovány jen v určitých směrech, jsou trámčky spongiózy zesíleny. Zesílení probíhá ve směru působení, ve kterém se namáhání uplatňuje [9]. Zatížené trámčky kostí se zpevňují a mohutnějí, naopak trámce nevystavené namáhání se odbourávají. Tato účelná úprava trámčeků spongiózy se nazývá architektura kosti [12]. Přestavba kosti probíhá ve větší či menší míře po celý život. To ovlivňuje i způsobené úrazy a typické zlomeniny [9].

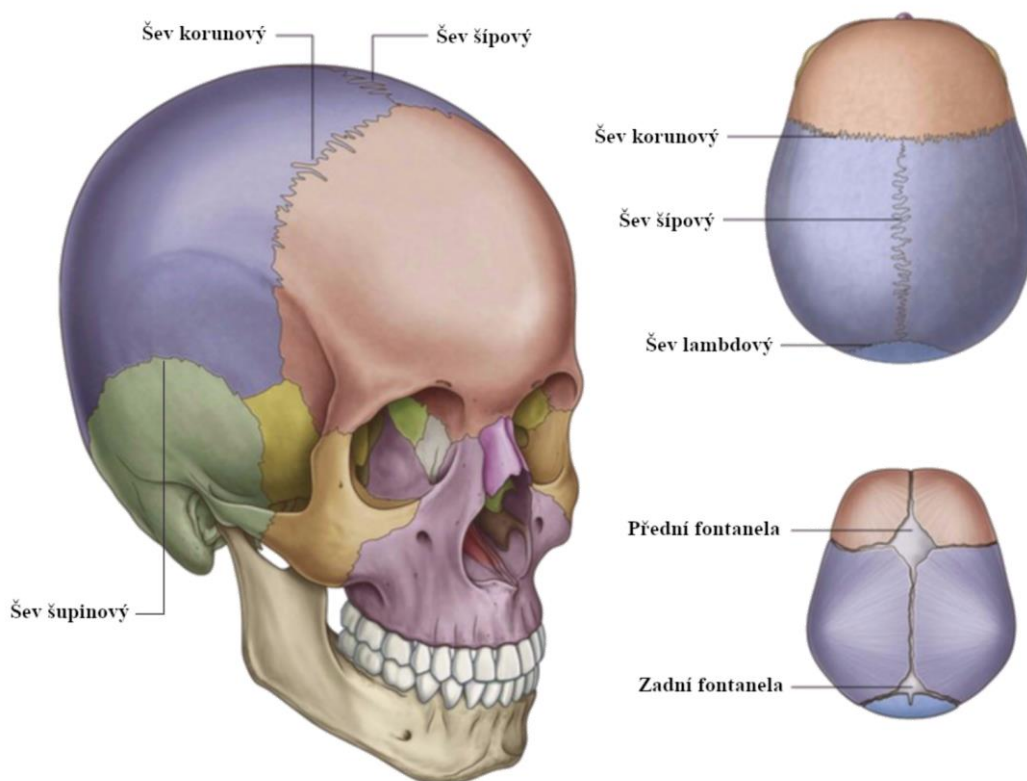


Obr. 2 Kompaktní a spongiózní část ploché lebeční kosti (upraveno) [14]

4.3 SUTURY

Šev je vazivové spojení plochých kostí lebky. Švy se formují během mládí a v dospělosti postupně zanikají (obliterují). Nejsou to tedy pouze místa spojení, ale i místa růstu kostí. Podle tvaru se rozlišují švy pilovité, šupinové a hladké. U švu pilovitého jsou sousední kosti spojeny v celé svojí tloušťce pilovitými výběžky. Tím je rozšířena styková plocha a je zaručena větší pevnost spojení [9]. U švu šupinového jsou přes sebe přeloženy šikmo seříznuty okraje kostí [12]. Toto spojení také zvětšuje styčnou plochu spojení. Šev hladký je spojení rovných a hladkých okrajů dvou sousedních kostí, vyskytuje se zejména u drobnějších kostí lebky hlavně v místech, která nejsou mechanicky namáhána [9].

Největší sutury lebky jsou v mozkové části. Temenní kost je svými čtyřmi okraji spojena s okolními kostmi v hlavních švech lebeční klenby (viz obr. 3). Šev korunový (*sutura coronalis*) spojuje přední okraj temenních kostí s horním okrajem kosti čelní. Šev šípový (*sutura sagittalis*) propojuje temenní kosti. Šev lambdový (*sutura lambdoidea*) je horizontální a spojuje zadní okraj obou temenních kostí s horním okrajem kosti týlní. Šev šupinový (*sutura squamosa*) spojuje dolní okraj temenní kosti se šupinou kosti spánkové. [9]



Obr. 3 Lebeční švy a fontanely (upraveno) [15]

Vlastnosti, chování a věk jedince výrazně ovlivňují, zda jsou švy zcela zaniklé nebo jsou stále v procesu zanikání. Biomechanické chování lebky se výrazně mění s rostoucím věkem [13]. Kost novorozence a dospělého člověka jsou diametrálně odlišné materiály [16]. Lebka novorozence je tvořena kostmi, které jsou spojeny vazivovými pásky, které místy přecházejí v rozsáhlejší vazivové blány tzv. lupínky (fontanely) při spojení více než dvou kostí [9; 13]. Při narození jsou kosti tvořeny pouze z kompaktní jednovrstvé struktury, tedy neobsahují diploe [13]. Kostí mohou pomoci vazivových útvarů růst a vazivové blány časem přecházejí ve švy [9]. Přibližně v 18. měsíci roku dojde k vytvoření rozhraní úzkého švu u kojence a jsou jasněji definovány konce spojovaných kostí v oblasti švu [13]. Švy umožňují další růst kostí a během dospívání se upravuje rozhraní švu a sousedních kostí. Začínají zanikat na vnitřní ploše klenby lebeční, kdy u mužů mizí zpravidla dříve než u žen. Úplný zánik švů se často objevuje až okolo 40. roku. Předčasný zánik švu v době růstu vede k deformacím lebky [9]. V dospělosti dochází k pevnému spojení sousedních kostí rozhraní švů nebo k vstřebání rozhraní, které nezanechá stopy po švech [13].

4.4 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTÍ

V literatuře existují velké rozdíly materiálových vlastností lebečních kostí. To způsobuje mnoho faktorů, nejvýznamnější je morfologie (velikost a tvar) testovaných vzorků [16]. Při mechanickém zkoušení se volí malé vzorky kostí, aby se zajistilo rovnoměrné rozdělení vlastností po vzorku [17]. Dalším faktorem je uchovávání kostní tkáně (čerstvá/zmražená), typ zatížení (ohyb/tah/tlak) a rychlost zatěžování (kvazistatická/dynamická) [16]. Mechanické vlastnosti nejsou pro všechny kosti stejné a záleží, o jakou konkrétní kost se jedná [17].

Rychlost zatížení má významný vliv na mechanické vlastnosti testovaných vzorků kostní tkáně. Obecným trendem je nárůst tuhosti lebeční kosti se zvyšující se rychlostí nárazu [16]. Pro malé rychlosti zatěžování (téměř kvazistatické) se trend vlastností výrazně nemění, nicméně výrazně se mění modul pružnosti a maximální napětí jednotlivých struktur kostní tkáně (kortikální a spongiózní). Přetvoření je pro odlišné struktury téměř stejné a s rychlostí nekoreluje [13]. Maximální síla do porušení, modul pružnosti a maximální ohybové napětí je vyšší při vyšších rychlostech nárazu. Z tohoto chování lze pozorovat viskoelastickou vlastnost lebeční kosti. Významnými proměnnými při testování lebečních vzorků jsou pórovitost, celková tloušťka lebeční sendvičové vrstvy, tloušťky třech jednotlivých vrstev lebeční kosti a poloměr zakřivení [16]. Se snižující se tloušťkou lebeční kosti narůstá hodnota modulu pružnosti a snižuje se hodnota ohybové tuhosti¹ vzorků [18]. Je nutno uvažovat samotné morfologické rozdíly testovaných lebek a rozdíly mezi samotnými kostmi lebky [16]. Minimální hodnoty ohybové tuhosti vzorů jsou u spánkové kosti, protože mají nejmenší hodnotu tloušťky [18]. Čelní kost má tendenci být silnější a méně pórovitá než temenní. Ke zlomení čelní kosti je zapotřebí větší síla a lebka tak odolává lépe čelním nárazům než bočním [16].

Tab. 1 Moduly pružnosti a Poissonovo číslo kostní tkáně

Měřená kost	Modul pružnosti [GPa]	Poissonovo číslo [-]	Reference	Poznámky
kost čelní a obě kosti temenní**	7,46 ± 5,39*	-	Motherway [16]	0,5 m/s
	10,77 ± 9,38*	-		1 m/s
	15,54 ± 10,29*	-		2,5 m/s
čelní, spánková a temenní kost**	4,13 ± 2,63*	-	Rahmoun [18]	kvazistatické zatěžování (10 mm/min)
kortikála	6 až 15	0,21 až 0,25	Winkelstein [13]	materiálové vlastnosti pro výpočet modelu konečných prvků (MKP/FEM ²)
diploe	0,5 až 4,6	0,05 až 0,3		
kombinovaná kost	1,6 až 8 0,5 až 4,7***	0,21 0,22***		

* – průměrné hodnoty se směrodatnou odchylkou

** – výsledky tříbodové zkoušky ohybem (kombinovaná kost)

*** – hodnoty pro lebku kojence

V literatuře se objevují modely lebky s oddělenou kortikální a spongiózní kostí nebo kombinovaný model lebky s jedním modelem materiálu. Z hlediska výpočtového jsou kosti lebky často modelovány jako homogenní materiál s izotropními lineárně elastickými vlastnostmi. Pro model materiálu je nutno mít k dispozici materiálové charakteristiky. V případě lineárního elastického materiálu jsou to 2 hodnoty, Youngův modul pružnosti a Poissonovo číslo [13]. Vysoké odchylky průměrných

¹ Ohybová tuhost – zatížení vztažené na průhyb vzorku

² MKP – Metoda konečných prvků, FEM – Finite element method (anglicky)

hodnot modulu pružnosti (viz tab. 1) jsou způsobeny změnami tloušťky, hustoty diploe a vnitřní orientace lamel a trámečků. Mechanické vlastnosti jsou tedy strukturními vlastnostmi [18]. V tab. 1 jsou uvedeny hodnoty modulu pružnosti a Poissonova čísla, které byly získány z experimentálního prostředí, a hodnoty použité při výpočtovém modelování pomocí MKP. Z hodnot lze pozorovat variaci získaných výsledků z experimentálního prostředí a velké rozmezí používaných hodnot pro výpočtové modelování.

Vývoj kostí probíhá celý život, protože se jedná o živé orgány. Mnoho chorob má bezprostřední odezvu na vlastnosti kostí, ale i jejich tvar [12]. Na mechanické vlastnosti kostní tkáně má významný vliv obsah minerálů obsažených v kostech. Procesem stárnutí dochází v kostní tkáni k osteoporóze, která se projevuje změnou kostní trámčiny. Přispívá ke snižování hustoty, snížení tloušťky trámečků, snížení spojitosti sítě a ke snížení pevnosti, únosnosti a modulů pružnosti. Rovněž dochází ke zvyšování kostních zlomenin v důsledku větší lomivosti kosti. Změna architektury trámčiny se vyskytuje i v okolí implantátů a totálních náhrad kloubů [17]. Osteoporóza nepostihuje všechny kosti rovnoměrně. Nejvíce jsou postiženy například obratle, kosti kyčelní a kosti klíční [12].

5 INTRAKRANIÁLNÍ TLAK

Intrakraniální tlak (ICP¹) je hodnota tlaku v nitrolebním prostoru [19]. Tlak je vyjádřen jako závislost objemu a poddajnosti složek uvnitř lebeční dutiny [20]. Monro-Kellieho doktrína uvádí, že lebeční dutina je uzavřená tuhá schránka neměnného objemu, ve které se nacházejí tři nestlačitelné oddíly [19]. Krev, mozkomíšní mok a mozek existují ve stavu objemové rovnováhy a změna objemu jedné složky je kompenzována poklesem jedné z ostatních. Tato hypotéza je použitelná pro případy, kdy jsou sutury lebky pevně spojeny [20].

Intrakraniální tlak je napětí v lebeční dutině, které je způsobeno změnou objemu mozkomíšního moku a krve působící na mozkovou tkáň [20]. Lebeční dutina zaujímá objem přibližně 1 200 až 1 800 ml v závislosti na věku a velikosti lebky [9]. Jednotlivé složky v lebeční dutině jsou [20]:

- mozek – mozková tkáň (1400 ml, 80 % celkového objemu lebeční dutiny)
- mozkomíšní mok (CSF²) – reaguje nejpoddajněji, vyrovnává běžné kolísání tlaku a chrání mozek před nebezpečnými nárazy [21] (150 ml, 10 %)
- krev (CBF³) – průtok krve do mozku při pravidelném srdečním rytmu [19] (150 ml, 10 %)

V lebeční dutině je kompenzační rezerva, která je v rozmezí 100-140 ml pro starší jedince a 60-80 ml pro děti a mladistvé [22]. Za normálních podmínek je tlak v rovnováze [20]. Autoregulace CBF udržuje konstantní krevní průtok do mozku a je charakterizována pomocí mozkového perfuzního tlaku (CPP). CPP je zjednodušeně definován jako rozdíl středního artetálního tlaku (MAP) a středního ICP a je popsán vztahem (1):

$$CPP = MAP - ICP \quad (1)$$

Autoregulaci CBF se zajišťuje stálý krevní průtok změnou objemu CSF [19]. V případě, že tento kompenzační mechanismus selže a není další prostor pro únik objemu, tak začíná stoupat hodnota ICP [22]. Zvýšení intrakraniálního objemu může být důsledkem otoku mozku (edému) nebo zvýšením objemu krve a mozkomíšního moku. Jakmile jsou kompenzační mechanismy vyčerpány, malé zvýšení objemu vede k velkému zvýšení ICP [20]. Velké hodnoty ICP (například vlivem patologických stavů) můžou mít za následek poruchu průtoku krve mozkiem a následné neurologické poškození měkkých tkání lebeční dutiny. Při velkém zvýšení ICP dochází k mozkové herniaci⁴, to může vést k nedostatku CBF a následné ischemii⁵ mozku, těžkému postižení nebo až ke smrti [19; 20].

Vliv objemových změn uvnitř lebky na nitrolební tlak je závislý na stavu kompenzačních mechanismů. Záleží na možnosti odtoku CSF, snížení mozkového krevního objemu a na stavu elasticity mozkové tkáně [19]. Tlakově-objemová křivka (viz obr. 4) je závislost ICP na změně objemu. Začátek křivky je plochý, což naznačuje poddajnost změny objemu a dobrou kompenzační rezervu. Změna objemu tedy téměř nemění hodnotu ICP. V okamžiku vyčerpání prostoru ke kompenzování jakýkoliv další nárůst objemu vede k rychlému zvýšení tlaku [22]. V takovém případě je nárůst ICP exponenciální v závislosti na rychlosti objemového přírůstku. S vyšším počátečním ICP je nárůst ICP se změnou objemu strmější [19].

V horizontální poloze je normální hodnota ICP v rozmezí 7 až 15 mmHg⁶ u zdravých dospělých jedinců [23]. U dospělého člověka je za normální hodnotu ICP považována hodnota 15 mmHg, s obecně akceptovatelnou maximální střední hodnotou 20 mmHg [19]. Novorozenci a děti mají výrazně menší hodnoty ICP. U novorozenců se hodnoty ICP pohybují do 3,5 mmHg a u dětí v rozmezí 3 až 10 mmHg [22]. ICP kolísá v průběhu dne a zvyšuje se s určitými manévry, jako je ležení, ohýbání, kýchání, kálení nebo kašel [20]. Během kýchání a kašlání hodnoty ICP vystupují přechodně až k hodnotám kolem

¹ ICP – Intracranial pressure (anglicky)

² CSF – Cerebrospinal fluid (anglicky)

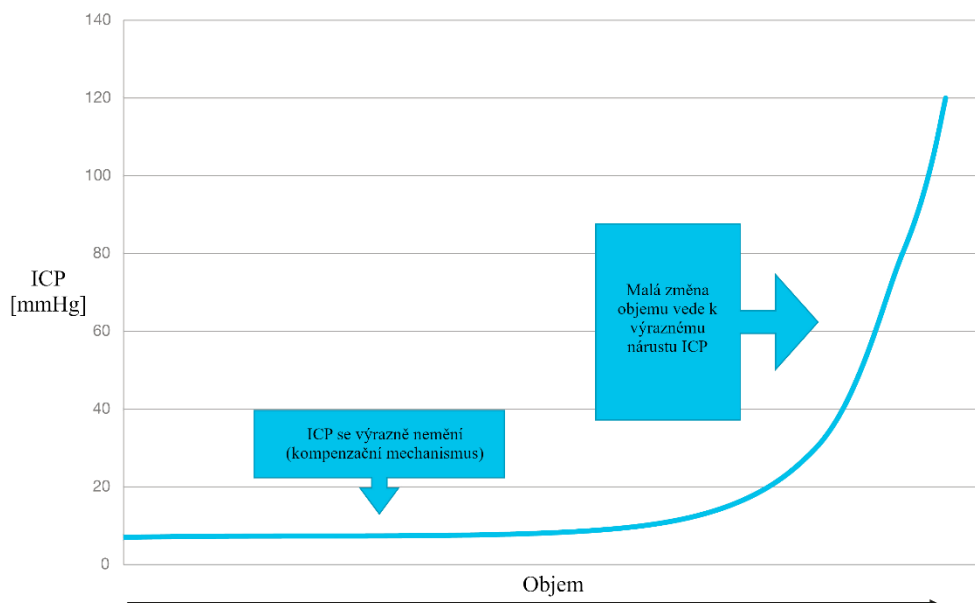
³ CBF – Cerebral blood flow (anglicky)

⁴ Mozková herniace – posun mozkové hmoty

⁵ Ischémie – nedokrevnost (nedostatečné zásobení krví)

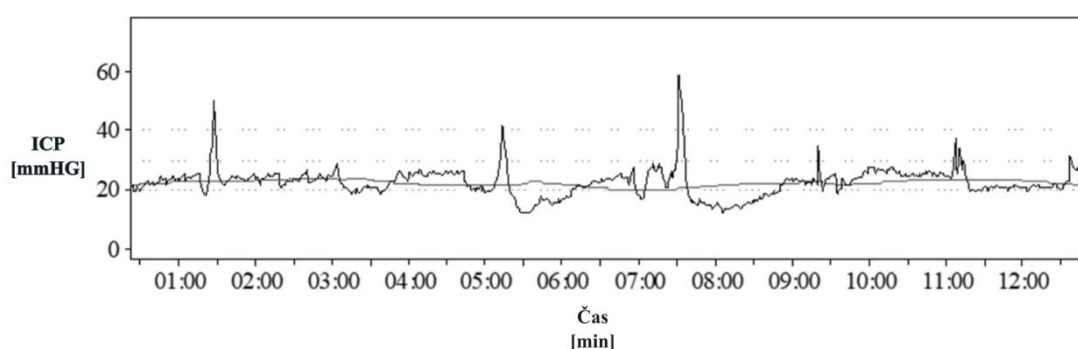
⁶ Hodnoty ICP se udávají v jednotce mmHg (výška rtuťového sloupce), 1 mmHg = 133,33 Pa

60 mmHg [19]. Za normálních hodnot ICP je při vyhodnocení tlakové křivky ICP patrná pulzace ICP, která odráží srdeční a respirační cykly (dýchání) [19; 20]. Amplituda tlaku se pohybuje v rozmezí 3 až 5 mmHg [19]. S rostoucím ICP se snižuje amplituda pulzace až zcela vymizí [20].



Obr. 4 Tlakově-objemová křivka – závislost ICP na změně lebečního objemu (upraveno) [20]

Při poranění hlavy dochází ke zvýšení ICP, kdy abnormální hodnota je nad 20 mmHg [23]. V takovém případě se jedná o intrakraniální hypertenzi. Těžká intrakraniální hypertenze označuje ICP vyšší než 40 mmHg [20]. Intrakraniální hypertenze může být způsobena mnoha faktory, které způsobí zvětšení mozkové tkáně, krve nebo mozkomíšního moku. Nejčastěji se jedná o nádorové onemocnění, krvácení do mozku, ucpání žilního systému mozku, otok (edém) nebo zánět [21]. Při naměřených hodnotách dlouhodobě vyšších než 25 mmHg se riziko úmrtí zvyšuje dvojnásobně a je nutná operativní léčba [23]. Pokud konvenční lékařský zásah není schopen snížit ICP, provádí se dekompresní kraniektomie (DC¹). DC je chirurgický zákrok, při kterém je část lebky odstraněna za účelem ochrany mozku v důsledku traumatických poranění mozku, krvácení, mozkového infarktu, edému mozku, zlomeniny lebky atd. [3]. Na obr. 5 je zobrazena časově proměnná závislost ICP.



Obr. 5 Křivka ICP s naměřeným klouzavým průměrem (upraveno) [24]

¹ DC – Decompressive craniectomy (anglicky)

6 IMPLANTÁTY PRO KRANIOPLASTIKU

Kranioplastika je neurochirurgický zákrok prováděný k rekonstrukci kraniálních defektů [4]. Rozsáhlé lebeční defekty mohou nastat v důsledku traumatických poranění hlavy, infekcí, vlivem onemocnění a po DC [25]. Kranioplastika primárně nabízí mechanickou ochranu mozku a zabraňuje přímému působení atmosférického tlaku na nechráněnou část mozku [3]. Zároveň slouží jako kosmetická úprava kraniálního defektu lebky a terapeutické opatření pro kontrolu změn v CSF a průtoku krve [4]. Estetické hledisko je pro pacienta nejdůležitějším aspektem ve vztahu k psychice a společenskému životu [26].

K nahrazování kraniálních defektů jsou používány různé materiály od autologních štěpů až po syntetické materiály, jako jsou kovy, keramika nebo polymery. Klinicky jsou autologní kostní štěpy spojeny s komplikacemi, které se týkají zejména resorpce (vstřebávání) kosti a tvarováním do tvaru defektu [3]. Vhodnou alternativou je využití syntetických materiálů, které jsou dostatečně biokompatibilní s kostní tkání [27]. Pro tyto materiály je vhodné užít počítačem řízený návrh a výrobu (CAD/CAM¹ systémy), protože souvisí s výrobou implantátů pacientovi na míru a využitím aditivních technologií výroby (AM²) – tedy 3D tisk. V kombinaci s CAD softwarovými aplikacemi umožňuje 3D tisk tvorbu implantátů rozsáhlých a komplikovaných lebečních defektů [3]. AM se v lékařství používá v oborech chirurgie muskuloskeletálního systému, v oblasti orální a maxilofaciální chirurgie, traumatologie a ortopedická chirurgie [7].

Výroba implantátů se dříve prováděla tradičním způsobem ručním formováním. V dnešní době je spíše přístupováno k modernějšímu přístupu výroby, tzv. implantátů pacientovi specificky na míru pomocí CAD/CAM softwarů s použitím AM [28].

6.1 INTRAOPERATIVNĚ TVAROVANÉ IMPLANTÁTY

Jedná se o ručně tvarované implantáty, které jsou poměrně levné a přímočaré. Ručně tvarované implantáty jsou upřednostňovány pro menší lebeční defekty kvůli obtížnosti dosažení obrysu kosti. Mohou být užity předem vytvarované implantáty pomocí kostních chlopní nebo se implantát tvaruje přímo za studena během operace ručně. Pro tyto účely je používán materiál PMMA, který lze během operace formovat. PMMA se upravuje podle požadovaného tvaru lebeční výplně během procesu tuhnutí. Během vytvrzování PMMA hrozí nebezpečí poškození kostní tkáně v důsledku exotermické reakce [3]. Velkou nevýhodou je kompromis v designu implantátu kvůli ručnímu tvarování, kdy nemusí být dodrženy požadavky na kontury kostí [28]. Při větších defektech brání omezený operační prostor posouzení symetrie. Ruční formování prodlužuje dobu trvání operace a tato technika je založena především na manuálních dovednostech a zkušenostech chirurga [29].

6.2 IMPLANTÁTY VYTVOŘENÉ POMOCÍ VÝPOČETNÍ TECHNIKY

Rozvoj v používání AM umožnilo provádět chirurgické plánování a simulaci pomocí 3D modelu, který přesně reprezentuje anatomii pacienta. Technologie AM umožňuje výrobu modelů lebky a implantátů přímo z 3D virtuálního modelu [29]. V kombinaci s použitím CAD/CAM softwarů došlo k rozvoji vyráběných implantátů specifických pro pacienta na míru [3]. K získání anatomických struktur v medicíně se používají digitální zobrazovací techniky. Používané jsou počítačová tomografie (CT³) a magnetická rezonance (MRI⁴) [29]. CT skenery jsou nejvhodnější pro zobrazování kostních struktur díky jejich vynikajícímu kontrastu tvrdých tkání a prostorovému rozlišení [7]. První krok zahrnuje získání CT snímků lebky s lebečním defektem [3]. CT snímky jsou získány ve formátu DICOM⁵ [7]. Na získané CT snímky jsou aplikovány specifické algoritmy segmentace k oddělení struktury zájmu (kosti nebo tkáň) [29]. Segmentované CT snímky jsou převedeny do 3D modelů ve formátu STL⁶ [7].

¹ CAD – Computer-aided design, CAM – Computer-aided manufacturing (anglicky)

² AM – Additive manufacturing (anglicky)

³ CT – Computed tomography (anglicky)

⁴ MRI – Magnetic resonance imaging (anglicky)

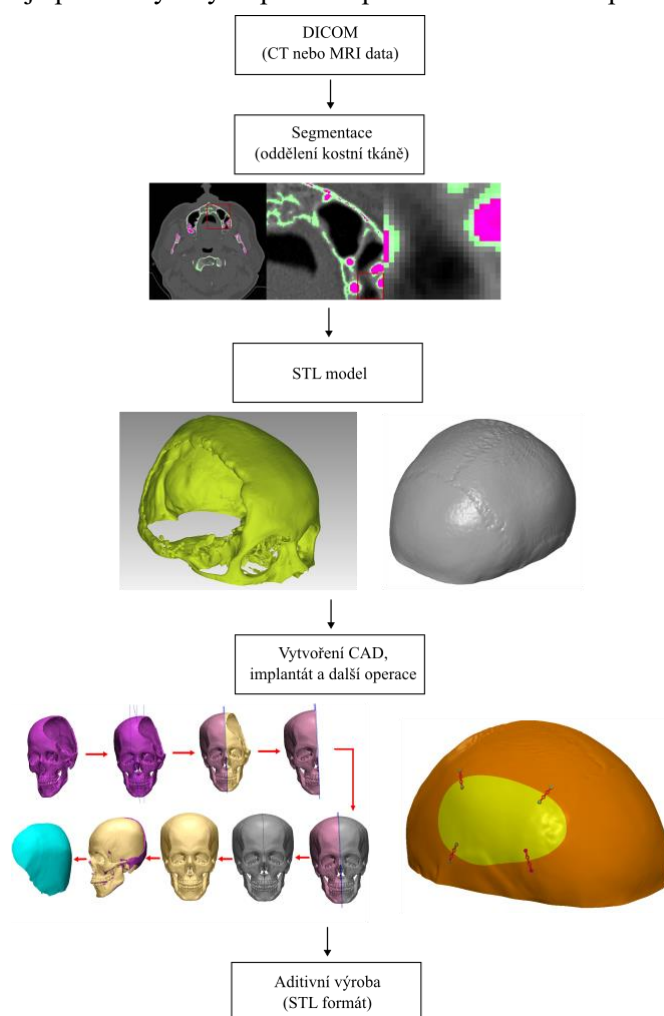
⁵ DICOM – Digital imaging and communications in medicine (anglicky), formát souboru

⁶ STL – Stereolithography, Standard Tessellation Language (anglicky), formát souboru (polygonální povrchová síť)

Model ve formátu STL je vhodný pro výrobu pomocí AM podle zvolené technologie v závislosti na materiálu [7; 3]. CAD systémy mohou importovat soubory ve formátu STL, ale pro další úpravu (začlenění fixačního zařízení, implantátů, kostních náhrad atd.) v jejich prostředí je nutný převod na CAD povrchy prostřednictvím procesu reverzního inženýrství [29]. Model specifický pro pacienta lze rekonstruovat dvěma způsoby:

- pomocí CT snímků získaných před vzniklým úrazem – získání obrysu defektu pomocí nakreslených čar protínající se zdravé lebky s poškozenou lebkou [3]
- pomocí CT snímků získaných po úrazu – použití strategií rekonstrukce: zrcadlové zobrazení nepostižené strany nebo zaplátováním defektu (porovnávání tvaru a velikosti) [30]

Zrcadlové zobrazení nepostižené strany je použitelné pro jednostranné defekty. Odzrcadlením nepostižené strany podle roviny zrcadlení se odečtením obou částí vytvoří tvar implantátu, který může být následně umístěn do defektu. Nevýhodou metody zrcadlení je, že lze rekonstruovat pouze jednostranné defekty, které neprocházejí rovinou zrcadlení. Druhou metodou je zaplátování defektu, které porovnává zakřivení a tvar ploch, které jsou poté zaplněny. Okraje defektu se manuálně před zaplněním defektu odstraní. Pomocí tečných ploch k okraji defektu se napojují plochy, které defekt uzavírají. Následně se odečtením uzavřené lebky a lebky s defektem vytvoří výsledný tvar implantátu [30]. Na obr. 6 je diagram, který popisuje proces výroby implantátu pacientovi na míru s použitím výpočetní techniky.



Obr. 6 Diagram výroby implantátu pacientovi na míru (vlastní tvorba, využité zdroje [31; 29; 28])

Implantát vyrobený pomocí technologie AM může zkrátit dobu operace a další komplikace spojené s problémy při ručním formování implantátu [3]. AM technologie umožňuje navrhnout implantáty na míru, které jsou přizpůsobené individuálním potřebám pacienta s ohledem na velikost, tvar a mechanické vlastnosti implantátu. Počítačový 3D model umožňuje přímou výrobu implantátu, což výrazně zkracuje dobu výroby [29]. Velkou výhodou 3D tisku v medicíně je možnost předoperačního plánování

(například dosažení optimálního vyrovnání nebo polohy chirurgických nástrojů, nácvik a simulace zákroku), návrh implantátů předem podle geometrie defektu, školení nebo vzdělávání studentů medicíny. Výhodou je i pro zlepšení komunikace mezi chirurgem a pacientem, a zároveň pacient předem může vidět estetické nebo funkční výsledky zákroku. Naopak nevýhodou je požadavek na náklady techniky, čas při tvorbě počítačového modelu, komplexní multidisciplinární přístup a možné odchylky způsobené při tvorbě 3D modelu. V případě neplánovaných operací není tento přístup vhodný, protože je potřeba s dostatečným předstihem naplánovat tisk implantátu [32].

6.3 REŠERŠE NEPŘESNOSTÍ PŘI TVORBĚ MODELU GEOMETRIE PRO 3D TISK

Proces rekonstrukce modelů geometrie lebky vyžaduje mnoho kroků, které jsou potenciálním zdrojem geometrických chyb anatomie [31]. Pro tvorbu STL modelu geometrie jsou využívány zejména dvě metody. První metoda je použití 3D skeneru a druhá metoda je využití zobrazovacích metod. Pro účely modelování v biomechanice a lékařství je podstatná zobrazovací metoda pomocí CT a MRI, případně i mikro-CT [33]. Současný lékařský proces aditivní výroby lze rozdělit do čtyř základních kroků: zobrazování (krok 1), zpracování obrazu (krok 2), CAD úprava modelu – nemusí být vždy nutná (krok 3) a aditivní výroba (krok 4). Každý z těchto kroků může způsobit geometrické odchylky, které mohou vést ke komplikacím při operaci vlivem nepřesnosti rozměrů [7]. Proces 3D tisku je považován za přesný nebo alespoň klinicky přijatelný s nízkým procentem chyb (do 6 %) [31]. Většina nepřesností se objevuje hlavně během zobrazování (získání CT snímků pacienta) a zpracování obrazu (převod DICOM na STL – segmentace) [7]. Na obr. 7 je diagram popisující proces aditivní výroby ve čtyřech základních krocích a v každém kroku je přehled parametrů ovlivňujících přesnost výsledného modelu vyrobeného pomocí AM.

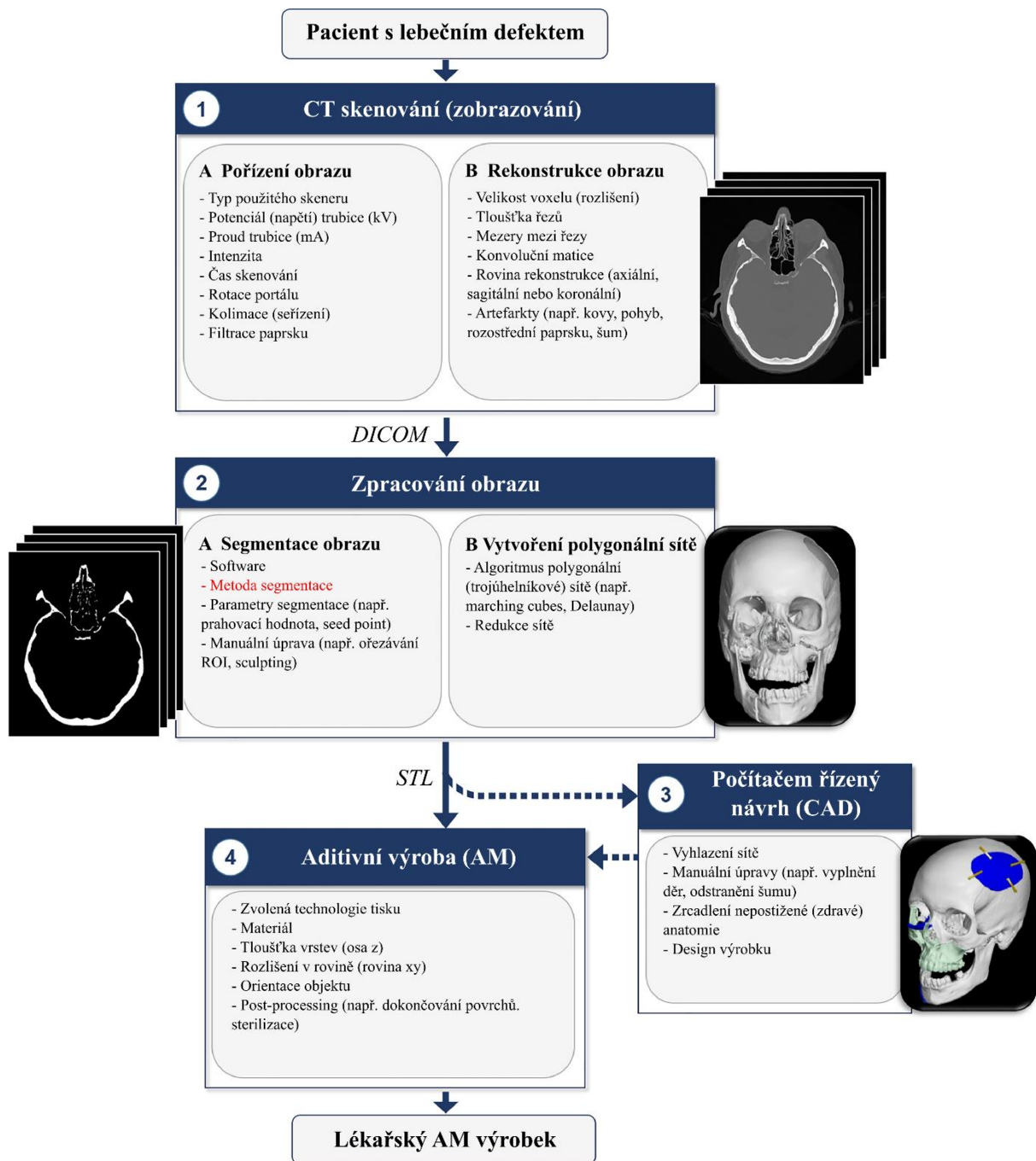
CT skenery jsou nejvhodnější pro zobrazování kostních struktur. Podle zvoleného druhu CT zařízení se odvíjejí vlastnosti vzniklých CT snímků. Tloušťka řezu a interval řezu jsou primární limitující faktory, zejména při rekonstrukci tenkých kostních struktur, které jsou rovnoběžné se zobrazovací rovinou. Pohyb pacienta, kovové artefakty nebo zobrazovací šum mohou způsobit další významné nepřesnosti CT snímků [7].

Získaná DICOM data vyžadují převod do 3D modelů pro další úpravu lékařského procesu AM. Nejčastěji používaný formát je STL, který je nejvýhodnější pro práci s CAD softwary. Převod DICOM do 3D modelů byl identifikován jako hlavní zdroj nepřesností v lékařské AM. Nejdůležitějším krokem tohoto převodu je segmentace obrazu. Segmentace odděluje získaná data do oblastí zájmu (ROI¹), které odpovídají anatomii [7]. Princip je založen na spojování oblastí tkáně, které mají stejnou fyzikální hodnotu. Nejčastěji se používají dvě metody segmentace CT obrazu: globální prahování – thresholding (automatická segmentace) a manuální segmentace [33]. Nejběžnějším algoritmem pro segmentaci je thresholding, u něž je zvolena prahová hodnota intenzity voxelů² a všechny tkáně s hodnotami, které jsou nad hodnotou prahové hodnoty jsou odděleny a ponechány. Ostatní tkáně jsou ignorovány [31]. Prahování je nejvíce používaná metoda, ale často vyžaduje rozsáhlé manuální následné zpracování [7]. Voxely na hranicích tkání, které obsahují více než jeden typ tkáně nebo u tenkých tkání mohou mít přiřazenu hodnotu převažující tkáně [31]. Kombinací automatické a manuální segmentace lze dosáhnout nejlepších výsledků a přesnosti vytvořených STL modelů [33].

Podle [7] se přesnost 3D modelů pohybovala v rozmezí 0,04 až 1,9 mm. Výsledky manuální segmentace dosahovaly výsledků s průměrnou hodnotou 0,48 mm ± 0,51 mm. V globálním prahování byla geometrická přesnost s průměrnou hodnotou 0,62 mm ± 0,76 mm. Většina automaticky segmentovaných modelů potřebovala dodatečně další rozsáhlé manuální úpravy, které jsou časově náročné a nejsou implementovány v komerčních programech. Prahování stále zůstává nejrozšířenější metodou segmentace v AM, ale použití nepřesných modelů geometrie pro výrobu může vést ke špatně padnoucím implantátům a komplikacím během operace.

¹ ROI – Range of interest (anglicky)

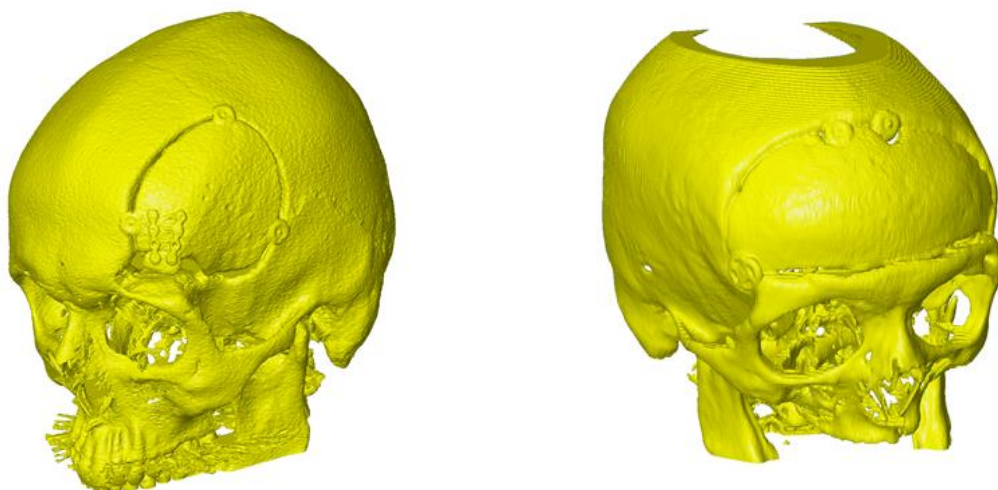
² Voxel – část objemu, která představuje hodnotu v 3D prostoru (tzv. 3D pixel)



Obr. 7 Shrnutí parametrů ovlivňujících přesnost aditivně vyráběných modelů (upraveno) [7]

Podle [31] tři různé instituce zpracovaly stejná data jednoho pacienta z CT snímků lebky. Konverze dat z DICOM na STL vykazovala rozdíly v procesu převodu STL, které byly s největší pravděpodobností způsobeny rozdíly v rekonstrukčních algoritmech (krok 2 – zpracování obrazu). Rozložení odchylek bylo nerovnoměrné a modely nadhodnocovaly i podhodnocovaly některé části lebky. Odchytky se v některých oblastech pohybovaly v hodnotách více než 1 mm. Výsledkem bylo, že typ použitého softwaru a algoritmy ovlivňují výsledné rozměry modelu vyrobeného pomocí AM. Aditivně vyrobené lékařské modely lebky se mohou potenciačně lišit od přesné anatomie a odchylky mohou způsobit chybné plánování léčby.

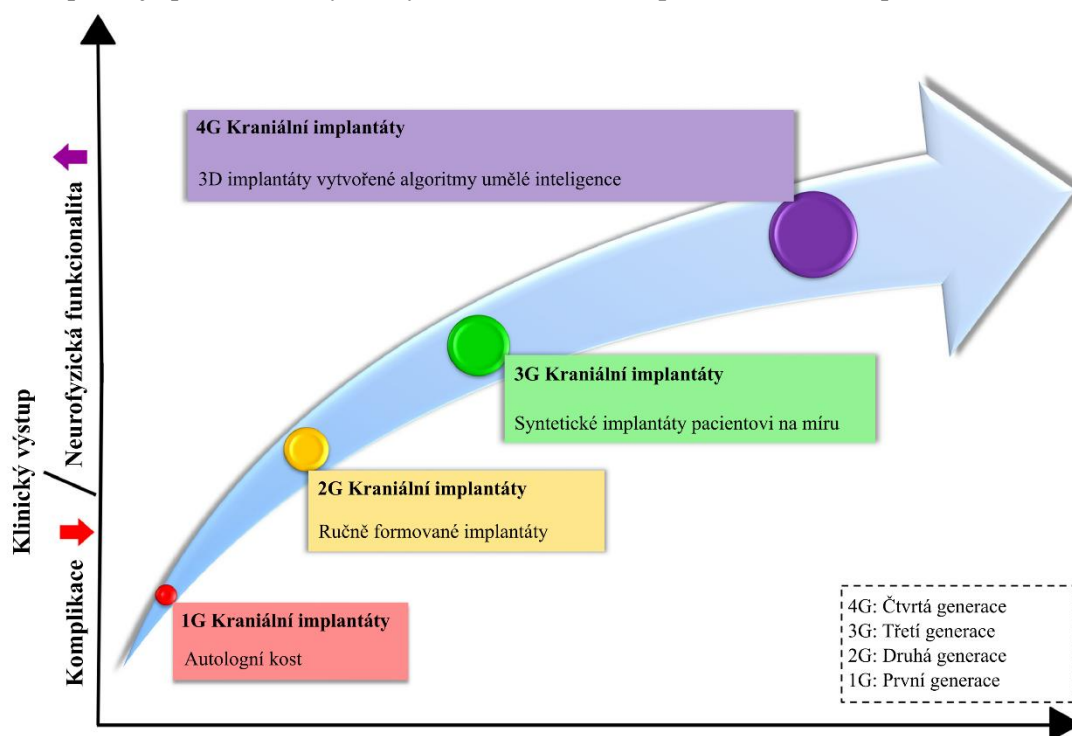
Nepřesnosti uložení implantátu a jeho případná migrace se objevila v ojedinělých případech jako komplikace po kranioplastice [34; 3], která je způsobena špatně zafixovaným implantátem nebo nepřesně vyrobeným implantátem. Na obr. 8 jsou STL modely z CT snímků provedené po kranioplastice.



Obr. 8 Geometrické nepřesnosti implantátů: vlevo – implantát na rozhraní kosti čelní, temenní, klívnové a spánkové, vpravo – čelní implantát (obrázky poskytnuty vedoucím)

6.4 HISTORIE A BUDOUCNOST

Kranioplastika je operační postup, který zlepšuje kosmetické a funkční výsledky. V průběhu let se chirurgické zákroky a implantační materiály vyvinuly a dosáhly dobrých výsledků. Lebeční implantáty první generace byly tvořeny autologní kostí, která je zlatým standardem pro kraniální rekonstrukci, ale autologní kosti způsobují mnoho komplikací (resorpce kosti, infekce atd.). První generace byla nahrazena ručně tvarovanými implantáty druhé generace. S rozvojem aditivní výroby a 3D tisku jsou implantáty třetí generace konstruovány pomocí CAD/CAM systémů. Tato metoda je vhodná pro velké lebeční defekty rekonstruované pacientovi na míru a vede k vynikajícím výsledkům. Do budoucna se očekává implementace umělé inteligence pro vývoj kraniálních implantátů čtvrté generace. Algoritmy založené na umělé inteligenci mohou urychlit návrh, výrobu implantátů a mohou poskytnout modely napodobující fyzické a zdravotní stavy [3]. Na obr. 9 je zobrazen graf evoluce generací lebečních implantátů pro nejlepší klinické výsledky s minimálními komplikacemi během operace.

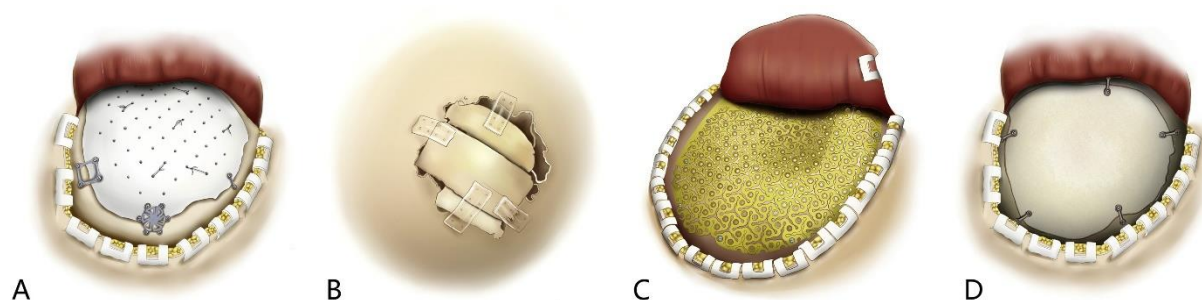


Obr. 9 Evoluce generací lebečních implantátů (upraveno) [3]

7 MATERIÁLY LEBEČNÍCH IMPLANTÁTŮ

Materiály používané pro lebeční implantáty se v průběhu mnoha let vyvíjely. Zpočátku byla volba materiálu založena na sociálním postavení a možnostech pacienta. S větší škálou materiálů nyní volba závisí na několika faktorech, včetně věku pacienta, umístění vady, preference chirurga a primárního důvodu pro provedení kraniektomie [4].

V současné době jsou nejčastěji používané materiály pro implantáty autologní kostní štěp, titanová mřížka, polymethylmethakrylát (PMMA) a polyetheretherketon (PEEK) (viz obr. 10) [35]. Současně se používá mnoho různých materiálů, z nichž každý má své vlastní potencionální přínosy použití a případné komplikace [34]. Materiály používané pro kraniální implantáty lze rozdělit na biologické a syntetické. Biologické materiály dále lze rozdělit na autologní štěpy, aloštěpy (kostní materiály a chrupavky z mrtvol) a xenoštěpy (kostní materiály zvířat) [4]. Biologické materiály s sebou nesou rizika infekcí a poptávka vhodných dárců převyšuje nabídku [27]. Syntetické (aloplastické) materiály zahrnují kovy, keramiku a polymery [3]. Syntetické kostní štěpy jsou podpořeny využitím CAD/CAM technologií a 3D tisku, což vedlo ke zkrácení doby operace a k lepším kosmetickým výsledkům [4].



Obr. 10 Nejčastější kranioplastické materiály: A – Polyetheretherketon (PEEK), B – Autologní kost, C – Titanová mřížka, D – Polymethylmethakrylát (PMMA) [35]

7.1 BIOLOGICKÉ MATERIÁLY

7.1.1 AUTOLOGNÍ KOSTNÍ ŠTĚP

Biokompatibilita, odolnost vůči infekci, snížená pravděpodobnost zlomenin a dobrá kosmetika (zejména u čelních implantátů) autologního kostního štěpu z něj dělá nejvhodnější materiál pro kranioplastiku [3; 4]. Náhrada kostního defektu pomocí autologního štěpu je obvykle nejčastější možností kranioplastiky po DC a je nejvhodnější pro malé až střední defekty lebky, které jsou menší než 75 cm². Větší vady mají větší pravděpodobnost selhání [4]. Používají se různé části anatomických orgánů, ale lebeční štěpy jsou nejvhodnější a zůstávají zlatým standardem pro kraniální rekonstrukci. V dnešní době se tento materiál často nepoužívá pro komplikace spojené s odběrem štěpů, nedostatek dárců, následné poranění dárcovských míst a nevhodné uložení kostního štěpu s vadnou částí. Tyto štěpy jsou však nejvhodnější pro rekonstrukci lebky dětské populace k dosažení osteointegrace¹ implantátu s lebkou. Lebeční kosti jsou konzervovány kryokonzervací (zmražení a uschování) nebo umístěny do podkožních břišních kapes až do implantace štěpu. Po transplantaci jsou infekce a resorpce kosti dvě hlavní komplikace [3].

7.1.2 ALOGENNÍ KOSTNÍ ŠTĚP

Aloštěpy jsou kostní materiály a chrupavky z mrtvol [4]. Kadaverózní² chrupavka byla prvním alografem používaným pro kranioplastiku díky její flexibilitě a schopnosti odolávat infekcím. Nevýhodou byla malá mechanická pevnost a její používání bylo zastaveno. Vyříznuté kadaverózní lebeční kosti byly použity jako alogenní kostní štěp po ošetření alkoholem a dalšími přípravky. Po provedených úpravách byla snížena tloušťka a kost byla propíchnuta pro další použití. Navzdory vhodným sterilizačním

¹ Osteointegrace – přímé strukturální a funkční kontaktní spojení mezi živou kostí a povrchem implantátu

² Kadaverózní – pocházející z mrtvol

metodám vedou kadaverické lebeční kosti k vyšší míře infekce [3]. Kostní aloštěpy měly srovnatelnou sílu jako kostní autoštěpy, ale vedly spíše k infekcím [4].

7.1.3 XENOGENNÍ KOSTNÍ ŠTĚP

Xenoštěpy jsou kostní materiály zvířat [4]. Zvířecí kostní štěpy z telete, hus, lidoopů a psů, ale i zvířecí rohy z volů, buvolů a slonoviny mohou být přijímány lidskými kostními tkáněmi a byly použity pro lebeční implantáty. Xenogenní štěpy se nevyužívají kvůli komplikacím s infekčním onemocněním vedoucím k odmítnutí implantátu a jiné materiály vykazují lepší klinické výsledky [3].

7.2 SYNTETICKÉ MATERIÁLY

Syntetické (aloplastické) materiály jsou stále populárnější pro kosmetické zaplnění lebečního defektu, eliminují resorpci kosti, kontaminaci a sníženou pevnost a ohebnost [36]. Kromě toho použití syntetických kostních štěpů snížilo riziko reoperace a zkrátilo dobu operace díky pokroku počítačově založené rekonstrukce a 3D tisku [4]. Ideální syntetický materiál musí být odolný vůči infekci a biomechanickým procesům, nedilatovaný teplem, snadno tvarovatelný a levný. Tvar lebečního implantátu musí odpovídat tvaru lebečního defektu a plně jej uzavřít [37]. Aloplastické materiály jsou kovy, které se používají při různých rekonstrukcích pohybového aparátu, a dále keramika, polymery a kompozity (kombinace předchozích materiálů) [3]. Zejména polymery se staly vhodnými biomateriály díky své univerzálnosti a přizpůsobivosti [27].

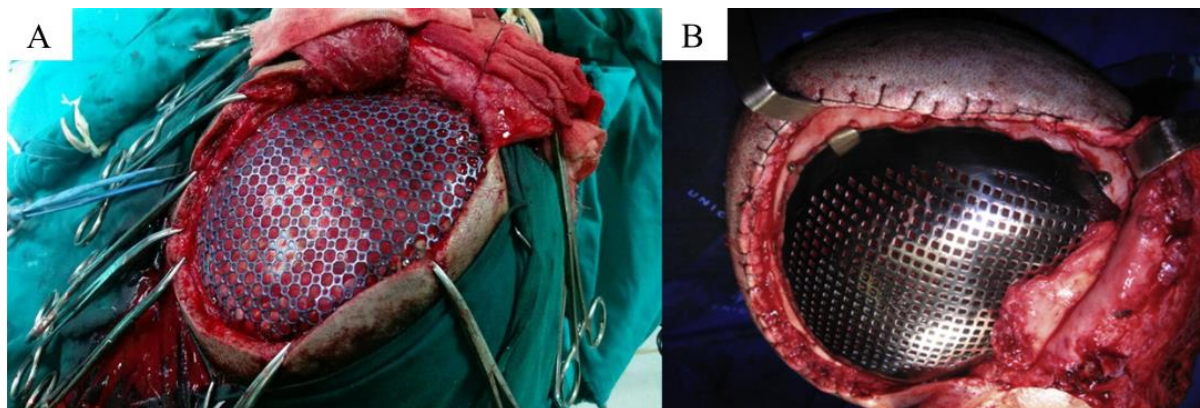
7.2.1 KOVY

Kovové implantáty byly používány od počátku 20. století pro stabilizování zlomenin kostí pohybového aparátu. Od té doby jsou důležitým materiálem v ortopedické chirurgii pro stabilizaci zlomenin, kloubní náhrady, stabilizační destičky a šrouby, ale i zubní implantáty [27]. Kombinace vysoké mechanické odolnosti, vysoké houževnatosti, snadné výroby, dobré odolnosti proti korozi a nízkých nákladů dělá z některých kovových materiálů preferovanou volbu při výrobě ortopedických implantátů vystavených mechanickému namáhání v lidském těle [29]. Tepelná vodivost, omezená tvarovatelnost a zamezení průchodu paprsků rentgenového záření omezují využití některých kovů pro kranioplastické rekonstrukce [37].

V minulosti byl použit hliník, ale kvůli náchylnosti k infekci a podráždění okolních tkání jeho použití ztrácí smysl. Zlato neprokazovalo tkáňovou reaktivitu, ale nepoužívá se kvůli jeho vysokým pořizovacím nákladům a křehkosti. Použití stříbra bylo odmítnuto kvůli jeho křehkosti a oxidační reakci s okolními tkáněmi pokožky, které odbarvovaly překrývající kůži [36]. Tantal je odolný vůči tkáňové reakci a korozi, ale je obtížně tvarovatelný. Tantalová mřížka se může použít pro rekonstrukci lebečních defektů větších než 15 cm² a často se používá v kombinaci s cementem fosforečnanu vápenatého. Toto řešení bylo uspokojivé a síťovina s cementem poskytla vnitřní strukturální podporu a zvýšila stabilitu konstrukce, ale může dojít ke komplikacím způsobených infekcí a implantát musí být odstraněn. V minulosti byly použity i aloplastické štěpy z olova a platiny. Olovo vykazovalo vysokou toxicitu. Platina neprokazovala žádnou tkáňovou reakci, ale je příliš drahá na to, aby se stala udržitelnou možností [37]. Nerezová ocel je vhodná pro svou pevnost a pružnost podobnou tantalu, ale reaguje nepříznivě s tkání, což vede k selhání implantátu [3].

Titan je běžně používaný materiál pro kranioplastiku, ale i další ortopedické operace. Má dobrou mechanickou pevnost, tvárnost, odolnost vůči korozi a nižší míru infekce, ale zejména vyniká svou vysokou biokompatibilitou a biologickou inertností. Nevýhodou je tvorba artefaktů během kontrolních CT snímků a nevhodné vedení tepla [3]. Titan je materiál vhodný pro zpracování pomocí 3D tisku, a tím je zajištěna jeho kosmetická výplň defektu (viz obr. 11B) [36]. Pro zlepšení mechanických vlastností je titan obohacen jinými prvky, například hliníkem a vanadem [38]. Nejčastěji používanou slitinou je Ti6Al4V, která může být dále chemicky upravena pro snížení nečistot. Povrch implantátu se dokončuje leštěním a sterilizací [29]. V posledních letech byly hojně využívány titanové mřížky (viz obr. 11A) v kombinaci s cementovými materiály. Toto uspořádání kombinuje zvýšené mechanické pevnosti titanu a tvárnost cementu [3]. Titanová mřížka se může využívat v kombinaci i s jinými aloplastickými

materiály, například s MMA nebo HA, nebo může být použita samostatně [4]. Velký počet otvorů v mřížce podporuje srůstání implantátu s kostí. Využití titanu je v dnešní době omezené, ale stále se používá u starších pacientů s lebečním defektem, kde jsou krátké operační časy [38].



Obr. 11 Titanový implantát: A) mřížka [39], B) samostatný implantát [29]

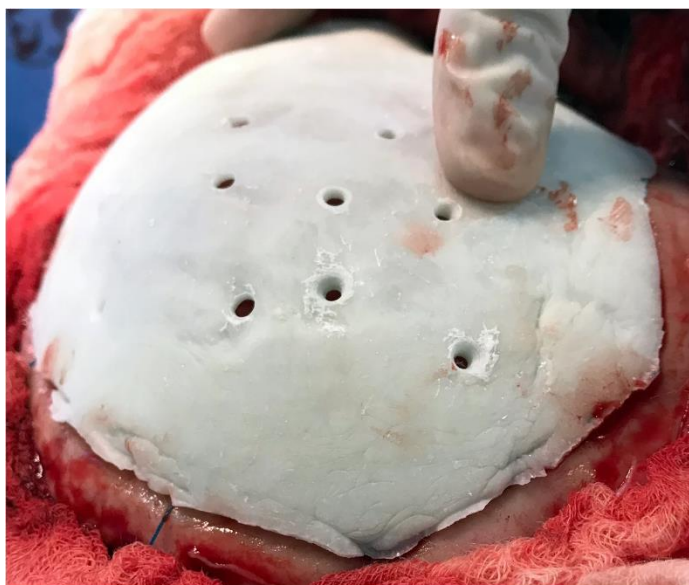
7.2.2 PMMA (MMA)

Polymethylmethakrylát (PMMA) je polyester vzniklý polymerací monomeru methilmethakrylátu (MMA) [37]. V literatuře se uvádí, že vlastnosti PMMA jsou podobné lidské kosti. PMMA má dobrou mechanickou pevnost, je biokompatibilní, nemagnetický, snadno dostupný a nákladově výhodný [3]. PMMA je radiolucenční¹, což je pozitivní pro kontrolu mozkových cév, ale zlomeniny implantátu jsou těžko identifikovatelné. Přidáním bária do polymeru je detekce zlomenin implantátu zajištěna [38]. Nedostatečná integrace do kosti z důvodu inertní povahy materiálu je příčinou vysoké poruchovosti v dlouhodobém horizontu [4]. Poškození lidských buněk je primárně způsobeno zbytkovými monomery z polymerace, které jsou toxické a svou roli hraje i typ zpracování materiálu. Zvýšené riziko infekce může být způsobeno i nedostatkem adheze materiálu k organickým tkáním [40].

V současné době je PMMA vhodným materiálem pro tvorbu pacientovi na míru vyrobených implantátů pomocí 3D tisku, ale jeho použití je vhodné i pro ručně tvarované nebo odlévané implantáty během operace [34]. Ručně tvarovaný implantát je vyroben přímo během operace smícháním kapalného monomeru s práškovým polymerem. Kapalinu a prášek lze smíchat v misce nebo pomocí sáčku, který je tvořen dvěma komorami (jedna s práškem a druhá s kapalinou). Po smíchání se polymer nanese na místo defektu, chirurg materiál ručně vytvaruje a nechá ztuhnout (samovytvrzení nebo pomocí tepelné reakce) [38]. V implantátu jsou vyvrtány otvory na obvodu pro zajištění šrouby nebo jsou otvory provlečeny dráty [37]. Velkou nevýhodou je tvorba tepla během exotermické reakce polymerace. V místě operace dochází k zvýšení teploty na 60 až 70 °C, což může způsobit popáleniny, odumírání a zánět okolní tkáně [3]. Pro ochranu tkáně se umísťuje mezi implantát a lebeční defekt ochranný povlak a okolí se dochlazuje. U větších defektů je vhodné použití titanové mřížky jako podloží pro tvarování polymeru. Zlepšuje se pevnost a polymer se může dobře přilnout a pojistit, čímž se vytvoří pevná kompozitní jednotka [38]. Místo titanové mřížky je vhodné i vytvoření podloží pomocí provlečených drátů v místě defektu a následně zalití polymerem [37]. Využitím CAD softwarů byl ve studii [25] vyroben pomocí rekonstruovaného lebečního defektu negativ implantátu pomocí 3D tisku a následně byl odlit PMMA implantát pacientovi na míru přímo na operačním sále (viz obr. 12).

Ve srovnání s jinými aloplastickými materiály je PMMA nejlevnější a dosahuje uspokojivých výsledků pro kranioplastiku. PMMA a ostatní aloplastické materiály však nejsou vhodné pro dětské pacienty, protože neumožňují růst lebky [40].

¹ Radiolucenční – částečně nebo zcela propustné pro záření



Obr. 12 PMMA implantát vyroben pacientovi na míru odlitím do formy [25]

7.2.3 PEEK

Polyetheretherketon (PEEK) je široce používaný materiál v ortopedii, protetice, maxilofaciální chirurgii a kardiochirurgii. Jedná se o polyaromatický polykrystalický termoplastický polymer, který je chemicky inertní [35]. Je lehký, nemagnetický, necitlivý na teplotu a není tepelně vodivý [3]. Díky svým tepelným vlastnostem je v těle stabilní. PEEK a jeho kompozity mají přirozenou radiolucenci, ultrazvukovou a MRI kompatibilitu [35]. Při zobrazování neprodukuje artefakty obrazu CT snímků, což usnadňuje pooperační sledování pacientů [3]. Tahové a elastické vlastnosti jsou podobné lidským kostem a mezi další výhody patří pevnost, tuhost a trvanlivost s nízkou mírou komplikací. Největší nevýhodou jsou vysoké náklady na materiál, což je pro pacienta obtížné z finančního hlediska [35]. PEEK je vhodný pro aditivní výrobu implantátů odpovídající přesně lebečním defektům, ale vykazují omezenou osteointegraci, což může způsobit uvolnění implantátu a infekci kvůli nedostatečné integraci do okolní kostní tkáně [4]. Vykazuje vysokou odolnost vůči záření a elektronovému svazku, což umožňuje důkladnou sterilizaci implantátu [35].



Obr. 13 PEEK implantát vyroben pomocí aditivní technologie HTLS [41]

Za účelem vylepšení vlastností PEEK jsou prováděny různé nanomodifikace, které jsou zaměřené na bioaktivní potahování a tvorbu bioaktivních kompozitů PEEK. Zavedením porézní struktury modifikovaného PEEK dochází ke znatelnému zlepšení biokompatibilních, bioaktivních

a osteointegračních vlastností. Potahováním povrchu implantátu jinými bioaktivními materiály může dojít ke zlepšení interakce s kostní tkání. K potažení je vhodný titan nebo hydroxyapatit vápený. Syntetizace jinými biomateriály umožňuje kombinovat mechanické vlastnosti potřebné pro jakoukoliv konkrétní aplikaci implantátu [35]. Výroba PEEK implantátů je možná pomocí metod aditivní výroby (viz obr. 13). Používá se vysokoteplotní laserové spékání (HTLS¹) díky teplotním vlastnostem PEEK s využitím CAD modelu (STL soubor) [41].

7.2.4 DALŠÍ SYNTETICKÉ MATERIÁLY

Keramika poskytuje dobrou pevnost, chemickou stabilitu, fyzikální a chemické vlastnosti, nízkou míru infekce a dobrý kosmetický výsledek s dosaženou biokompatibilitou. Přes všechny výhody využití tohoto materiálu je křehká, nepružná a poměrně drahá. Porézní keramika podporuje růst kostí, a naopak neporézní podoba keramiky poskytuje dobrou mechanickou pevnost. Tvorba nové kosti je podpořena fyzikálně chemickými vlastnostmi keramik. Používá se oxid hlinitý nebo biokeramika fosforečnanu vápenatého, případně cementy fosforečnanu vápenatého [3]. Hydroxyapatit (HA) je biokeramický materiál, který je přirozenou minerální složkou kosti [38]. HA díky své kompatibilitě s kostí má vhodný předpoklad pro zlepšení opravy kostí (osteointegrace). Obsahuje makropóry a vykazuje dostatečné osteogenní vlastnosti, ale neposkytuje dostatečnou mechanickou ochranu lebky [4].

Polyethylen (PE) je termoplastický polymer vyroben syntézou monomerní složky ethylenu. Jedná se o nejpobulárnější a nejrozšířenější plast na světě se širokou škálou použití díky své univerzálnosti materiálových vlastností. Využití porézního PE je vhodné k prorůstání kosti do pórů. S využitím počítačem navrženého specifického implantátu je vhodný pro aditivní výrobu pomocí 3D tisku. Výhodná je kombinace obou přístupů výroby i s ruční úpravou implantátu [27].

Jako další syntetické materiály jsou pro implantáty využity například polymery: polyethylen-glykol (PEG), kyselina polymléčná (PLA) nebo polykaprolakton (PCL) [27]. První využitý polymer byl celulooid, který je široce dostupný a snadno použitelný, ale je tkáňově reaktivní a může vést k infekcím [3]. Pro kombinaci vlastností více materiálů je možnost využití kompozitních struktur, kdy jsou materiály tvořeny z více biokompatibilních složek [36].

7.3 KOMPLIKACE A POROVNÁNÍ MATERIÁLŮ

Podle studie [40] jsou aloplastické materiály považovány za dobrou alternativu k autologní kosti. Využití autologní kosti je zlatý standard díky své biokompatibilitě, ale není vhodné pro větší defekty. Použití autologní kosti může souviset s častými komplikacemi kostní resorpce a při nevhodném skladování může způsobit infekci a ztrátu pevnostních vlastností kosti. Využití aloplastických materiálů je vhodné pro pacienty s požadavkem na rekonstrukci defektu pomocí CAD/CAM softwaru a s následnou aditivní výrobou. Využití jednotlivých materiálů závisí na vlastnostech konkrétní aplikace a s tím jsou spojené i komplikace jako jsou infekce, trauma, tepelné reakce (hlavně u PMMA), nedostatečná pevnost zvoleného materiálu nebo komplikace spojené s pooperační kontrolou zobrazovacími metodami (hlavně titan) a náklady na výrobu implantátu (hlavně PEEK a titan).

Ve srovnávací studii [35] došlo k porovnání nejpoužívanějších materiálů vůči PEEK používaných v kranioplastice. Při omezení resorpce kosti, infekce a snížené pevnosti a tvárnosti pro estetiku je autologní kostní štěp nejvhodnější materiál pro rekonstrukci. Porovnání syntetických materiálů ukázalo vhodnější využití PEEK na úkor titanové mřížky, která nemá dostatečnou pevnost pro větší zatížení vnější silou. Při porovnání PEEK s PMMA vykazovaly oba materiály podobnou úspěšnost léčby a míru komplikací. Největší nevýhodou PMMA je exotermická reakce při vytvrzování, ale oproti PEEK se jedná o významně levnější variantu implantátu, a proto se jedná o velmi často využívaný materiál v kranioplastice. Použití PEEK je výhodné a lze jej modifikovat za účelem zlepšení jeho vlastností, ale z cenových důvodů se volí spíše levnější varianty materiálů. V tab. 2 jsou stručně shrnuty výhody a nevýhody nejčastěji používaných materiálů podle porovnání nejčastějších vlastností těchto materiálů ze zdrojů [3], [4], [27], [34], [35], [36], [37], [38], [40].

¹ HTLS – High temperature laser sintering (anglicky)

Tab. 2 Porovnání nepoužívanějších materiálů v kranioplastice

Materiál	Výhody	Nevýhody
autologní kostní štěp 104 až 121 MPa ² 7 až 30 GPa ³	nejpřirozenější materiál pro rekonstrukci, výhodné pro dětské pacienty, nízké náklady (odběr z pacienta), přijetí a začlenění do těla, lze využít původní kost (pokud je to možné)	riziko infekce způsobené nevhodným konzervováním, resorpce kostních laloků, strukturální rozpad, odběr štěpu (jiné místo než místo defektu), nevhodná tvárnost pro estetické kontury
PEEK 80 MPa ² 3 až 4 GPa ³	chemicky inertní, podobné vlastnosti kostní tkáni (ale s nižší hustotou), stabilní v lidském těle (vhodné tepelné vlastnosti – nevede teplo), přirozená radiolucence, hladký povrch, nemagnetický, elasticita, dostatečná pevnost	vysoká cena, nedostatečné osteointegrační vlastnosti (to lze ovlivnit modifikací), infekce
PMMA 48-76 MPa ² 3 až 5 GPa ³	trvanlivost, tvárnost, nízké náklady, snadná dostupnost, neinteraguje s okolní tkání (inertní), srovnatelná pevnost s kostí, radiolucence, lze formovat během operace, kosmetický vzhled, dostatečná pevnost, snadné použití	exotermická reakce, nedostatečná pórovitost, infekce, zbytkové monomery (toxicita), zlomení implantátu při větších silách, zánětlivá reakce
titan/TM 954 až 976 MPa ² 102 až 110 GPa ³	nekorozivní, nezánětlivý, nízké riziko infekce, vysoká pevnost, dostatečné kosmetické výsledky, bioaktivní kov (potenciál k osteointegraci), velmi biokompatibilní ³ tvárnost, podrobné konturování, pórovitý, snadná fixace pomocí otvorů, poddajnost, podpora cementovým materiálům	termovodič, artefakty při zobrazování, drahý, špatná tvárnost (platí i pro větší tloušťky titanové mřížky), infekce, možná toxicita, vytlačování implantátu

1 – pevnost v tahu [35]

2 – Youngův modul [35]

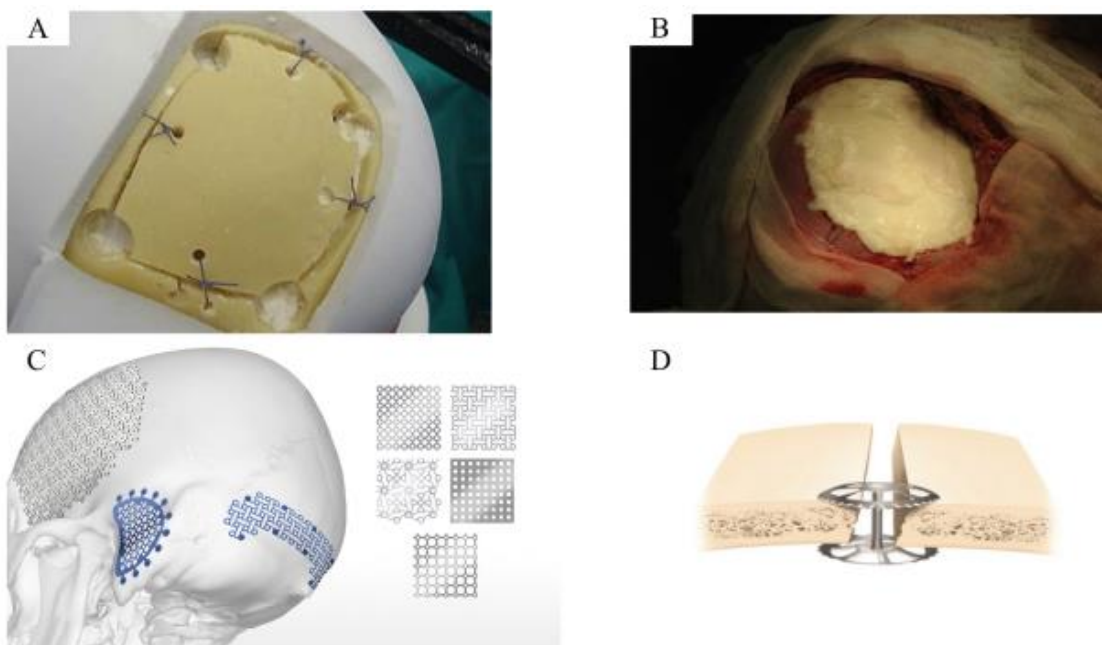
3 – pouze titanová mřížka (ostatní výhody a nevýhody jsou společné)

Poznámky: PEEK – polyetheretherketon, PMMA – polymethylmethakrylát, TM – titanová mřížka

8 FIXACE IMPLANTÁTU V LEBCE

Účelem fixace polohy implantátu je zamezení jeho pohybu a zvýšení tuhosti lebky k dosažení klinicky přijatelného stavu a omezení komplikací spojených s pohybem implantátu [3]. Historicky měl funkční výsledek operace přednost před estetickým výsledkem. Každá operace je nyní plánovaná s ohledem na rekonstrukci, a kromě fyzického vzhledu je nutná tuhá fixace implantátu, protože ovlivňuje celkový chirurgický výsledek [42]. Tuhá fixace pomáhá zvýšit potenciál pro osteointegraci [43]. Osteointegrační vlastnosti a biokompatibilita titanu umožňují jeho využití jako materiálu pro výrobu fixačních destiček, plátů, svorek a šroubů [37]. Během operace rozhoduje lékař o vhodnosti využití fixačního zařízení a jeho následném uspořádání na základě svých klinických zkušeností a konkrétní situace [44].

Nejjednodušší používaná metoda zahrnovala vyvrtání otvorů v implantátu a okolním okraji lebky a provlečení dráty nebo stehy (viz obr. 14A) zhotovenými otvory [37]. Lokální bolest pokožky hlavy je v některých případech hlavním problémem použití drátů a při použití stehů nemusí být v některých případech dodržena požadovaná tuhost [3]. Fixace ručně tvarovaného PMMA implantátu se prováděla pomocí zásuvkové techniky (viz obr. 14B), která nepotřebuje další fixaci stehy. Jsou navrženy kulové zářezy v kosti na úroveň spongiózní kostní tkáň. Při formování PMMA dochází k nepřetržitému dochlazování pro ochranu mozku a ručně se vytvaruje tvar s upevněním pomocí zásuvkové techniky. Jedná se o jednoduchou a účinnou metodu fixace. V případě vad lebky se PMMA vyztužoval titanovou síťovinou nebo se použily pro upevnění titanové plátky se samořeznými šrouby [45]. Při použití větších implantátů a pro zajištění účinnější fixace než při použití stehů nebo drátů je možno použít titanové síťky (viz obr. 14C) [43] nebo titanové plíšky s vyvrtanými otvory, které jsou upevněny šrouby [37]. Titanová mřížka má v sobě otvory, které se používají pro připevnění implantátu šrouby k lebce [3]. Pro lepší fixaci pomocí této metody je výhodné při plánování implantátu vytvořit půlkruhové rozšíření pro fixaci titanovou síťkou, aby se mohly použít menší síťky [43]. Další alternativa fixace je využití titanové svorky (viz obr. 14D), která se skládá ze dvou disků na čepu. Pro zajištění polohy implantátu je vnitřní disk umístěn v lebeční dutině částečně pod kostí a částečně pod implantátem [37]. Podle studie [46] hrozí riziko samovolného uvolňování implantátu při použití této techniky a v případě mírného vychýlení tato technika selhává. K fixaci lze použít i kožní lepidla, nejčastěji se používají v kombinaci s jinými fixačními metodami [3].

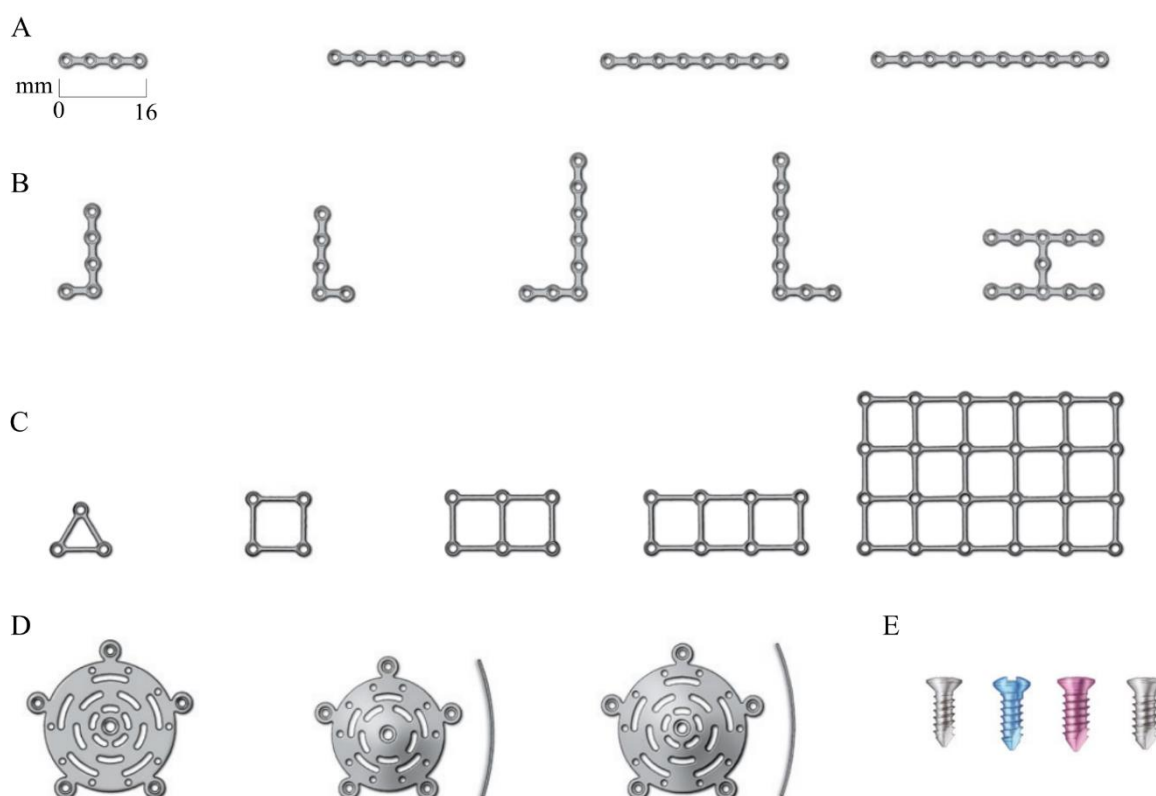


Obr. 14 Příklady používaných metod zajištění polohy implantátu: A) stehy [47], B) zatečení PMMA do zářezů [45], C) titanová síťka se šrouby [48], D) titanová svorka [46]

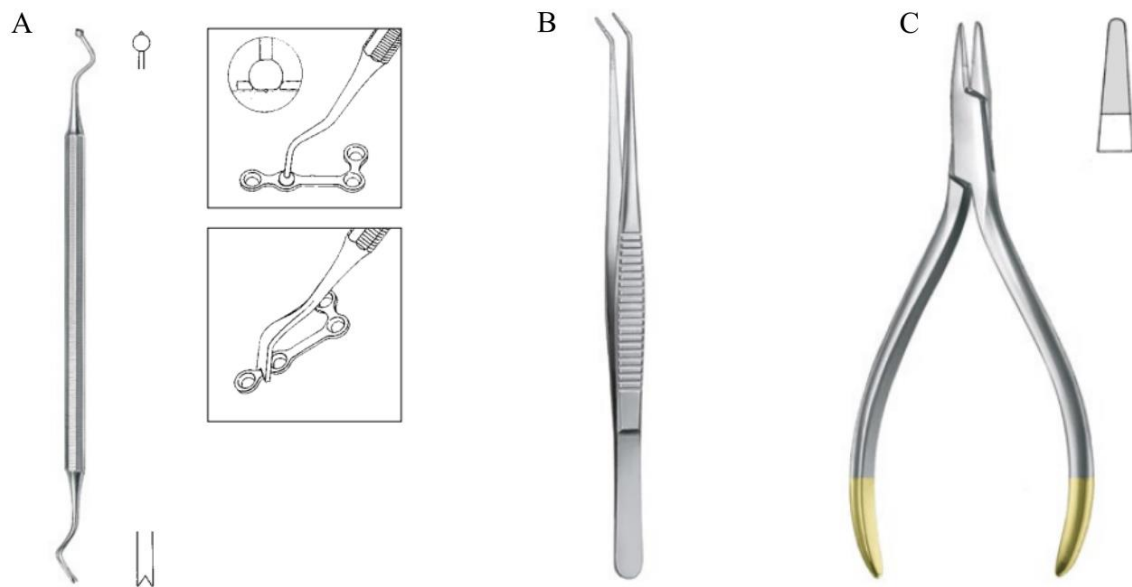
Velmi používanou metodou zajištění polohy implantátu je využití titanových plátek (minidestiček) se samořeznými šrouby, pro které se nemusí zhotovovat díra v implantátu nebo okraji lebečního defektu. Díky svým tenkým rozměrům jsou skryty pod povrchem pokožky, ale u pacientů může dojít

k podráždění kůže v důsledku hran destiček nebo výčnělku hlavy zapuštěného šroubu [37]. Výsledkem jsou vynikající funkční a kosmetické výsledky, kratší provozní časy a jednoduché a nákladově efektivní fixační zařízení. Jsou vynikajícím nástrojem pro okamžitou tuhou fixaci se zachováním symetrie lebky a zachováním estetiky [42]. Většina používaných materiálů může být fixována pomocí plátků a šroubů, ale například při použití porézních materiálů jako je HA hrozí velké riziko prasknutí během fixace samořeznými šrouby [43]. Vhodné umístění fixačních plátů je klíčové pro pohodlí pacienta, proto je nutné se vyhnout nervům a svalům ohrožujícím sílu fixace [42]. Správné umístění fixátoru a šroubů má vliv i na deformačně napěťové stavy. Studie [44] zkoumala pomocí výpočtového modelování nejvhodnější počet a polohu fixátorů a šroubů na základě klinických zkušeností lékaře, který sestavil možné scénáře rekonstrukce lebečního defektu. Výsledkem studie [44] jsou odlišné odezvy implantátu s fixačním zařízením v závislosti na konkrétním případě uspořádání, a proto je nutné volit vhodnou pozici a počet fixátorů. Ve většině lebečních implantátů je použita nejméně tříbodová fixace a u složitějších tvarů je výhodnější použít čtyři nebo více destiček [42]. Počet šroubů destičky by měl být stejný na implantátu i na kosti [49].

Existuje mnoho výrobců fixační techniky pro lebeční implantáty, například firmy KLS Martin, Medtronic, Aesculap, DePuy Synthes nebo Osteonic. Každá firma zároveň se samotnými fixačními výrobky poskytuje vybavení potřebné pro aplikaci fixačního zařízení při operaci, které může pomáhat ustavit fixátor na lebce, zahnout fixátor podle tvaru lebky nebo upevnit šrouby pro zajištění polohy. V katalogu firmy KLS Martin [50], jedné z významných firem pro výrobu lékařských pomůcek a nástrojů, jsou různé typy používaných fixátorů a šroubů (viz obr. 15) nebo vybrané pomůcky pro upevnění a vytváření fixátoru v lebce (viz obr. 16). Jednoduché pláty, které jsou tvaru písmene I (obr. 15A), a složitější pláty, které jsou např. tvaru písmene L, H, T nebo Y (obr. 15B), jsou tenké pásky s různým tvarem a počtem otvorů pro šrouby. Síťové trojúhelníkové nebo čtvercové (obr. 15C) a kruhové ploché nebo vypouklé pláty (obr. 15D) jsou výrobcem primárně určeny pro zakrytí děr vzniklých při vytváření otvorů kraniotomie. K připevnění fixátorů se používají samořezné šrouby (viz obr. 15E).



Obr. 15 Příklady fixátorů a šroubů firmy KLS Martin: A) jednoduché pláty tvaru písmene I, B) složitější tvary plátů, C) trojúhelníkové nebo čtvercové pláty, D) kruhové pláty, E) samořezné šrouby [50]



Obr. 16 Příklady pomůcek používaných při kranioplastice: A) komplexní nástroj pro manipulaci, B) kleště pro manipulaci, C) modelovací kleště (ohýbání fixátoru) [50]

9 VOLBA METODY ŘEŠENÍ

Jedním z významných faktorů ovlivňujících funkci soustavy lebečního implantátu s fixátory je jeho mechanické chování. Mechanické chování lebečního implantátu a fixátorů může být ovlivněno deformačně-napětovými (D-N) stavy. Popis D-N stavů lebečního implantátu je možný pomocí výpočtového modelování nebo využitím experimentální metody [51]. Numerické simulace se staly významnou metodou pro řešení biomechanických problémů. Umožňují provádět řešení D-N stavů řešené soustavy bez potřeby vyrábět prototypy a provádět na nich mechanické testy [44]. Efektivním způsobem řešení je využití výpočtového modelování a simulací založených na konečných prvcích. Tato metoda může být použita k určení D-N stavů v sestavě lebečního implantátu v jeho anatomickém nastavení s ohledem na konstrukční prvky [6].

Pro provedení D-N analýzy a posouzení vlivů různé geometrie implantátu v této práci bylo zvoleno výpočtové modelování pomocí MKP. Využitím výpočtového modelování je možné efektivně vytvořit rozdílné modely geometrie na rozhraní kostní tkáně a implantátu a provést srovnávací analýzu. Výpočtový model se v tomto případě skládá z dílčích modelů geometrie, materiálu, zatížení a vazeb. K řešení problémové situace pomocí výpočtového modelování byl využit software ANSYS® Academic Research Mechanical, Release R1 2023 (Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA), který je dostupný na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky Fakulty strojního inženýrství Vysokého učení technického v Brně.

10 VÝPOČTOVÝ MODEL

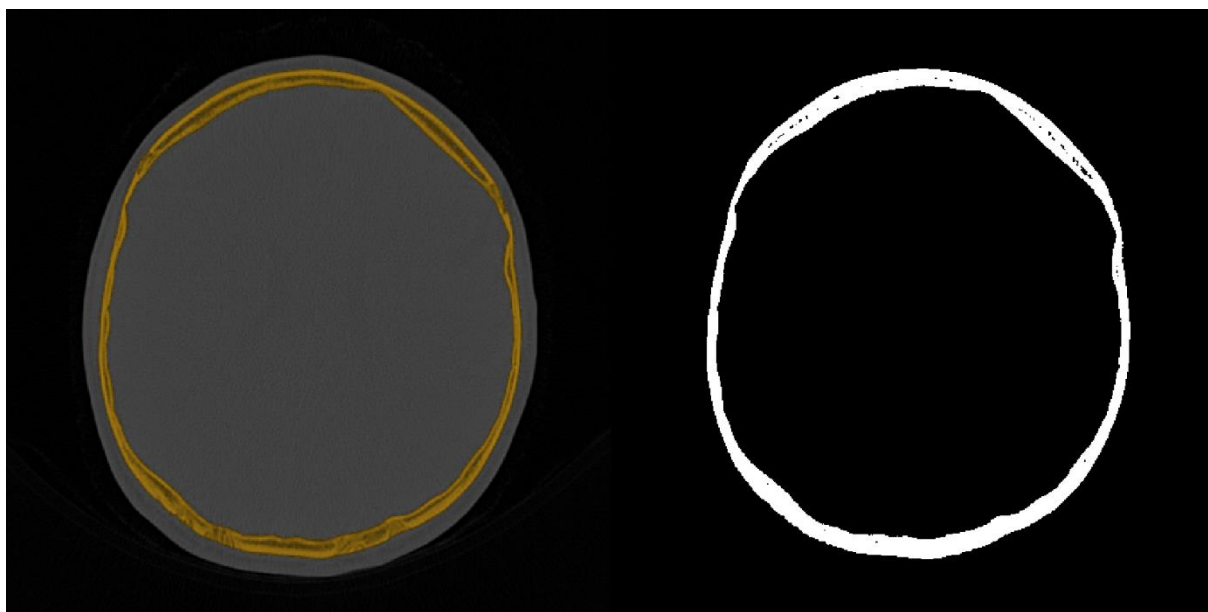
D-N analýza lebečního implantátu s rozdílnou geometrií na rozhraní kostní tkáňe a implantátu byla provedena pomocí výpočtového modelování s využitím metody konečných prvků. Výpočtový model se skládá z dílčích modelů geometrie lebky, implantátu s rozdílnou geometrií na rozhraní kostní tkáňe a implantátu a fixačního zařízení (fixátory se šrouby). Pro tyto modely geometrie je následně vytvořena síť konečných prvků (diskretizace). Dále jsou popsány modely materiálu, zatížení a vazeb.

10.1 MODEL GEOMETRIE

Pro určení D-N stavů bylo nutné vytvořit modely geometrie všech prvků soustavy lebky s implantátem a fixačním zařízením (fixátory a šrouby). V této kapitole je podrobně popsán postup tvorby modelů geometrie lebky s defektem, implantátu, který vyplňuje defekt, a fixátorů se šrouby zajišťujících polohu implantátu.

10.1.1 MODEL GEOMETRIE LEBKY S DEFEKTEM

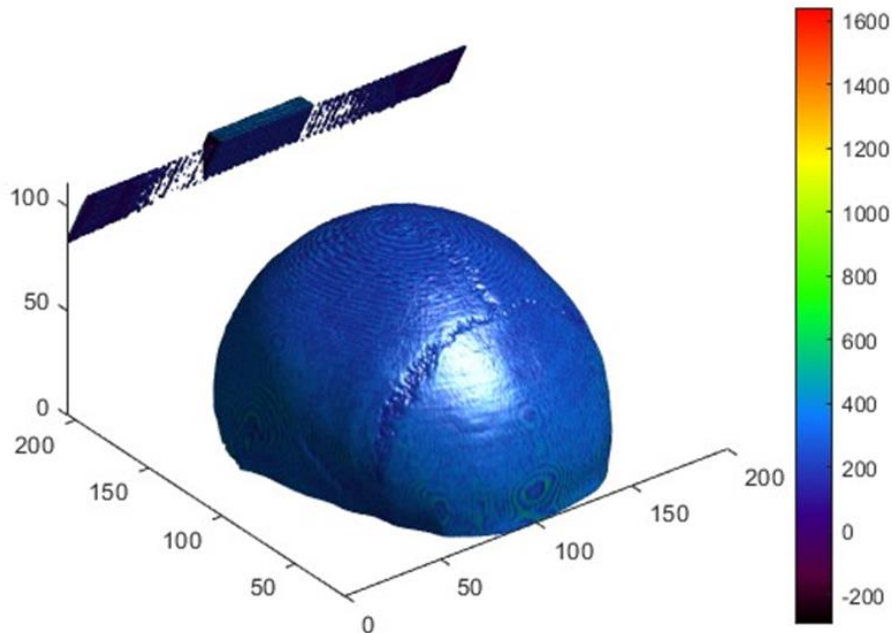
Nejprve byla potřeba vytvořit model geometrie lebky bez defektu, který byl vytvořen na základě sady snímků získaných pomocí počítačové tomografie (CT). Sada CT snímků ve formátu DICOM byla poskytnuta vedoucím bakalářské práce Ing. Petrem Marciánem, Ph.D. Velikost voxelu CT snímků byla 0,40234 x 0,40234 x 0,7 mm. Ke zpracování CT snímků pacienta a vytvoření polygonální sítě popisující geometrii lebky ve formátu STL byl využit program STL Model Creator [52]. Program byl napsán na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky Fakulty strojního inženýrství Vysokého učení technického v Brně v prostředí programu Matlab (Math Works, Natick MA, USA).



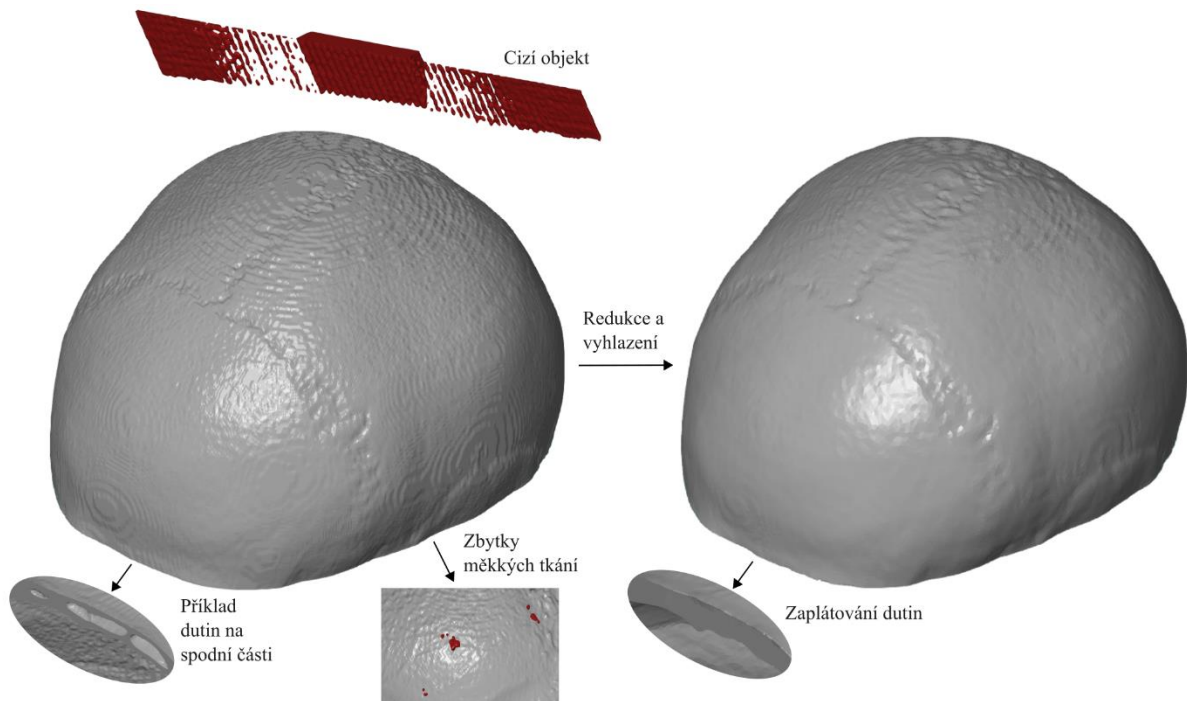
Obr. 17 Automatická segmentace: vlevo CT snímek lebky se zvýrazněnou segmentovanou oblastí a vpravo segmentovaný obraz snímku

Tento program je určen pro tvorbu STL modelu pomocí CT snímků procesem segmentace. V tomto programu lze využít automatickou, manuální nebo kombinovanou segmentaci k oddělení kostní tkáňe. Nastavením prahové hodnoty (pomocí CT čísla – intenzita pixelů nebo Hounsfieldovy jednotky) se od sebe rozlišují různé druhy tkání [33]. Použitý rozsah prahových hodnot omezí hranice intenzity pixelů a v programu byl nastaven rozsah dolní prahové hodnoty 18 715 a horní prahové hodnoty 65 535. Pro segmentaci snímků byla využita automatická segmentace (viz obr. 17). Postup tvorby STL modelu byl proveden podle návodu dostupného na webových stránkách předmětu Biomechanika 2 [33].

Po nastavení automatické segmentace se vytvořil STL model s přednastavenými parametry programu (velikost voxelu, vyhlazení modelu, matice velikosti a redukce sítě), pouze se změnil rozsah snímků, který byl zvolen od snímku 210 po snímek 368. Rozsah snímků v tomto rozmezí vygeneruje pouze mozkovou část lebky (lebeční klenbu), která je pro řešení problému podstatná. Vytvořený STL model je zobrazen na obr. 18. Vzniklý STL model obsahoval zbytky měkkých tkání uvnitř lebeční klenby a v pozadí snímku se nacházel i cizí objekt. V lebce nebyly přítomny žádné artefakty.



Obr. 18 Vytvořený STL model lebky

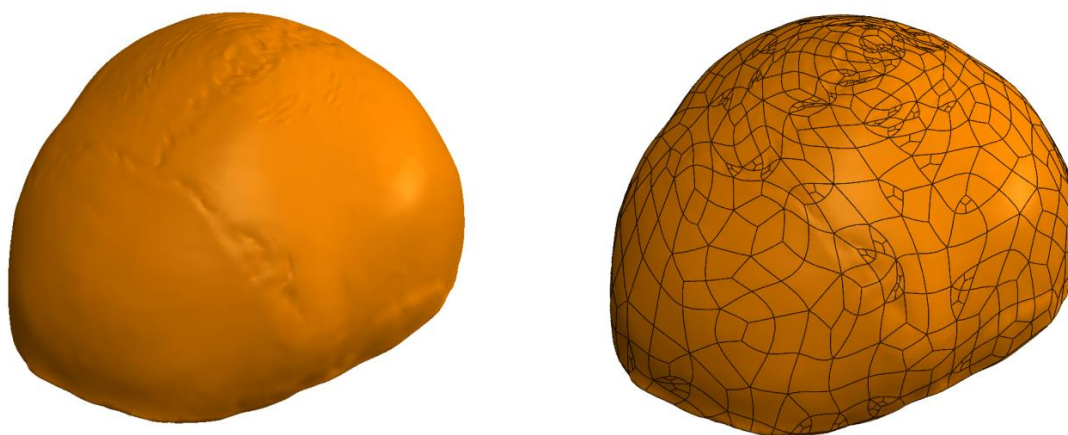


Obr. 19 Původní (vlevo) a upravený (vpravo) STL model lebky

STL model lebky je vhodný formát souboru pro výrobu pomocí 3D tisku, ale pro další úpravu lebky v CAD systémech je nutné převést těleso z STL formátu do vhodného formátu používaného CAD systémy [29]. Před převedením STL modelu na objemový model je nutná dodatečná úprava polygonové

sítě. Pro úpravu STL modelu byl použit program GOM Inspect (GOM GmbH). V programu byly vybrány nepotřebné objekty (zbytky měkkých tkání a cizí objekt) pomocí příkazu ‚Vybrat patch‘ a odstraněny. Pro zjednodušení tvorby objemového tělesa byly odstraněny dutiny ve spodní části lebky. Tyto dutiny byly vybrány stejným příkazem, odstraněny a příkazem ‚Opravit síť‘ se pomocí sousedních bodů sítě zaplnily otvory (zaplátování). STL model lebky byl tvořen velkým počtem 700 045 bodů. Nakonec byla pomocí kombinace příkazu ‚Vyhladit síť‘ vyhlazena polygonová síť a pomocí příkazu ‚Redukce sítě‘ byla redukována velikost modelu, tedy počet polygonů tvořících síť. Upravený model (viz obr. 19) byl poté tvořen 58 121 body, což usnadnilo další práci s tvorbou objemového modelu lebky.

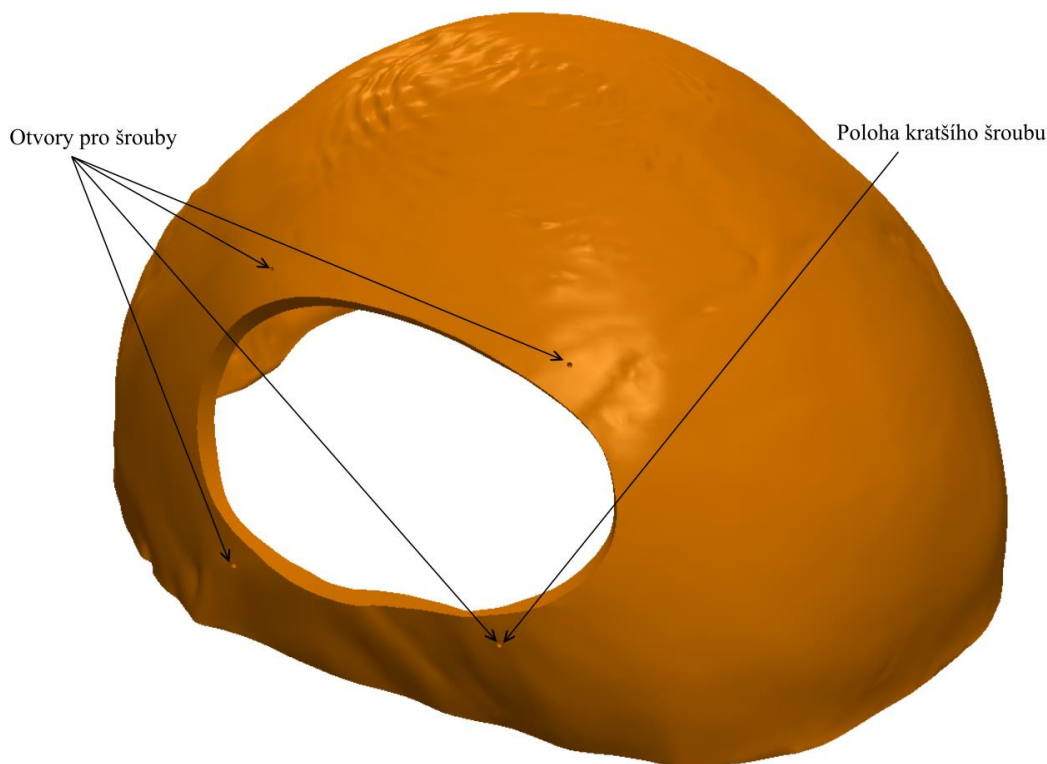
Pro vytvoření objemového modelu lebky byl využit software Catia (CATIA V5, 2016, Dassault Systèmes, France). V programu Catia byla využita funkce ‚Automatic surface‘, která z polygonové sítě importované lebky vytvořila plochy. V nastavení funkce se zvolily hodnoty dovolené odchylky od rozměrů a maximální počty vytvořených ploch iterací, dokud se nezískaly plochy, které se nekřížily. Po tomto procesu byl model lebky uložen ve formátu IGS¹, který se poté naimportoval do programu SolidWorks (Dassault Systems, Vélizy-Villacoublay, Francie) pro další úpravu geometrie lebky a všech dalších geometrií. Importovaný soubor ve formátu IGS byl po otevření v prostředí programu SolidWorks automaticky převeden programem na objemové těleso. Provedením diagnostiky importu bylo možné ověřit chybné plochy nebo mezery. Vzniklý objemový model lebky je zobrazen na obr. 20. Objemový model geometrie lebky, který je bez defektu, byl využit pro tvorbu modelu referenční geometrie, která sloužila pro porovnání výsledků.



Obr. 20 Objemový model lebky vytvořený v programu Catia

Objemový model lebky byl dále zpracován v programu SolidWorks do finálního tvaru geometrie s lebečním defektem a otvory pro šrouby. Spodní část lebky byla zarovnána spodní rovinou. Na pravé temenní kosti byla vybrána jedna plocha, na které byla vytvořena rovina pomocí tří bodů na povrchu lebky. V této rovině byl po konzultaci s vedoucím práce nakreslen eliptický tvar defektu. Prvkem ‚Odebrání vysunutím‘ se vysunula ve směru roviny načrtnutá skica, která byla vysunuta s úkosem 30°. Zvolený úkos vytvoří rozhraní defektu s kladným úhlem, který podle studie [6] vykazoval lepší výsledky než záporný nebo žádný úhel rozhraní. Výsledný defekt byl převážně na temenní kosti, ale částečně zasahoval i přes kosti čelní a spánkovou. Vytvoření otvorů pro šrouby v lebce bylo pomocí odečtení geometrie šroubu, která zasahovala do lebky. Šroub byl umístěn na své pozici ve fixátoru na lebce a příkazem ‚Dutina‘ byl odečten překrývaný objem lebky se šroubem. Jeden šroub byl vymodelován kratší, protože lebka má proměnnou tloušťku kosti a delší šroub by mohl ohrozit vnitřní měkké tkáně. Výsledný objemový model geometrie lebky s vytvořeným defektem a otvory pro šrouby je zobrazen na obr. 21.

¹ IGS – formát souboru, uchovává vektorová obrazová data (Initial graphics specification – anglicky)

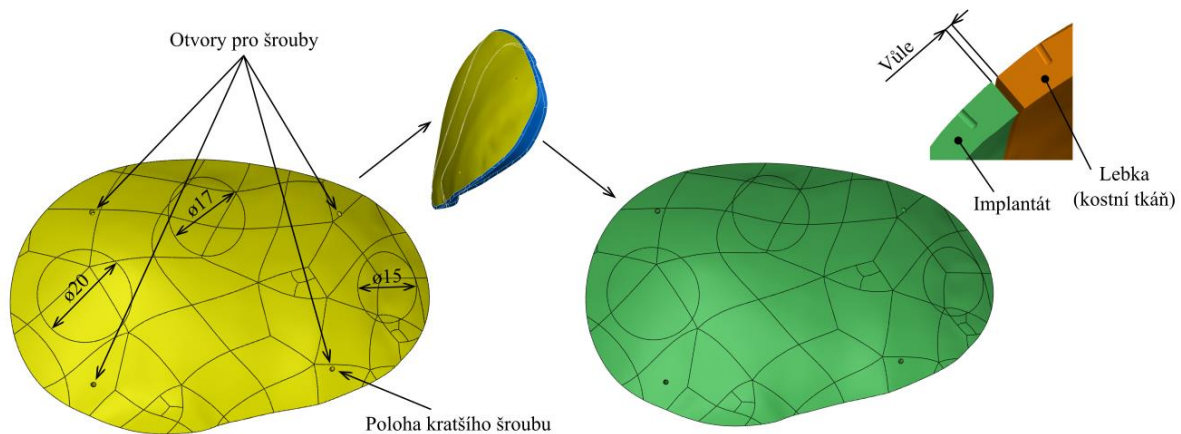


Obr. 21 Model geometrie lebky s vytvořeným defektem a otvory pro šrouby

10.1.2 MODEL GEOMETRIE IMPLANTÁTŮ S ODLIŠNOU GEOMETRIÍ NA ROZHRAŇÍ KOSTNÍ TKÁNĚ A IMPLANTÁTU

Model geometrie implantátu byl vytvořen z geometrie lebky bez defektu. K lebce bez defektu se naimportovala lebka s defektem a pomocí příkazu „Kombinovat“ a typu operace „Odečíst“ byla odečtena lebka s defektem od původní geometrie lebky. Odečtením vznikl tvar implantátu s nepravidelnou tloušťkou a stejným úkosem jako geometrie defektu. Vytvoření otvorů pro šrouby v implantátu se provedlo stejně jako u lebky s defektem. Šroub byl umístěn na své pozici ve fixátoru na implantátu a příkazem „Dutina“ se odečetl překrývaný objem implantátu se šroubem. Z důvodu proměnné tloušťky implantátu byl vymodelován jeden kratší šroub, který nezasahoval do vnitřních prostor lebky. Na implantátu se vytvořily kruhové plochy, které jsou určeny k zadání zatížení. Byly zvoleny tři místa, kde se pomocí tří bodů na implantátu vytvořily roviny. V těchto rovinách byly v náčrtu vytvořeny kružnice o různých průměrech. Pomocí příkazu „Vysunutý povrch“ se vysunuly kruhové obrysy. Příkazem „Rozdělovací křivka“ byly vybrány kruhové obrysy a plochy, které měly být těmito kruhovými obrysy rozděleny.

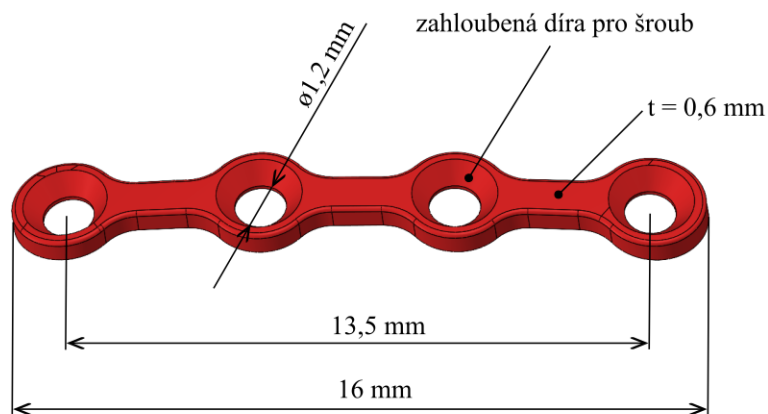
Pro vytvoření geometrie lebečního implantátu s rozdílnou geometrií na rozhraní kostní tkáně a implantátu byly vytvořeny další dva modely implantátu. Byla zvolena vůle mezi kostní tkání a implantátem 0,1 mm a 0,5 mm. Potencionální vůle může nastat vlivem výroby nebo při procesu tvorby geometrie lebečního implantátu během převodu z CT snímků na objemové těleso, kdy největší odchylky rozměrů vznikají při segmentaci CT snímků, což potvrzuje studie [7] a [31]. Vůle na implantátu byla vytvořena pomocí příkazu „Odsazený povrch“. Vybráním plochy rozhraní implantátu s kostní tkání byla zvolena hodnota odsazení 0,1 mm (0,5 mm) ve zvoleném směru. Odsazený povrch byl prodloužen příkazem „Prodloužit povrch“, protože implantát má proměnnou tloušťku po celé ploše. Příkazem „Rozdělit“ byl pomocí odsazeného povrchu implantát rozdělen na dvě tělesa a následně se odstranil pomocí příkazu „Odstranit/zachovat tělo“ okraj implantátu. Poloha implantátu zůstala nezměněná vzhledem ke globálnímu souřadnému systému. Modely geometrie implantátů jsou zobrazeny na obr. 22. Model geometrie implantátu obsahuje proměnnou tloušťku implantátu, která odpovídá původní kostní tkáni.



Obr. 22 Model geometrie implantátů se zatěžovacími plochami, otvory pro šrouby a rozdílnou geometrií na rozhraní kostní tkáň a implantátu (vůle 0,1 mm nebo 0,5 mm)

10.1.3 MODEL GEOMETRIE FIXÁTORŮ

Model geometrie fixátorů (titanové pláty) byl vytvořen následovně. Importovala se geometrie lebky s defektem a implantátu. Na ploše importované geometrie byla vytvořena rovina pomocí tří bodů a na ní byl nakreslen obrys fixátoru s předpřipravenými dírami pro šroub. Obrys fixátoru byl nakreslen podle skutečného fixátoru se šrouby dodaného vedoucím bakalářské práce. Příkazem ‚Přidání vysunutím‘ byl náčrt vysunut ve směru roviny na obě strany. Pro zajištění tvaru fixátoru podle tvaru lebky a implantátu byla pomocí příkazu ‚Odsazený povrch‘ vytvořena odsazená plocha z vybraných ploch o hodnotu výšky implantátu 0,6 mm a odsazený povrch o nulovou hodnotu, který kopíruje tvar lebky a implantátu. Pomocí příkazu ‚Rozdělit‘ se rozdělil fixátor na tři tělesa, kdy dvě tělesa se odstranila příkazem ‚Odstranit/zachovat tělo‘. Pro vytvoření zahluobených děr pro šrouby byl vytvořen bod jako průsečík osy předpřipravené díry a horní odsazené plochy. V tomto bodě byl umístěn model geometrie šroubu a příkazem ‚Dutina‘ byl odebrán překrývající se objem. Každý fixátor byl nakreslen ve své poloze a proces tvorby geometrie se opakoval pro každou polohu. Byla zachována poloha všech fixátorů vzhledem ke globálnímu souřadnému systému. Poloha byla zvolena s ohledem na geometrii defektu a se snahou co nejlépe zajistit polohu implantátu, výběr polohy byl přibližně inspirován studií [44]. Na obr. 23 je zobrazena geometrie fixátoru s hlavními rozměry.

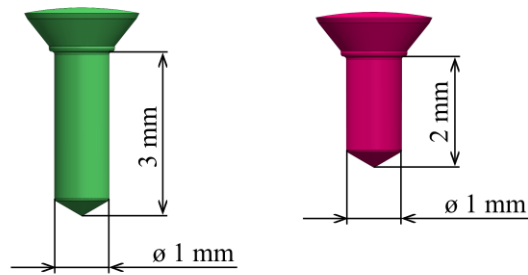


Obr. 23 Model geometrie fixátoru s hlavními rozměry

10.1.4 MODEL GEOMETRIE ŠROUBU

Pro model geometrie šroubu byl zvolen zjednodušený model šroubu, který je často používaný ve výpočtovém modelování, např. studie [53]. Jedná se o model šroubu bez závitů (tzv. threadless screw), kdy závit je nahrazen ideálním válcem o průměru 1 mm. Model geometrie šroubu byl vytvořen pomocí příkazu ‚Přidání rotací‘. Délka šroubu idealizované závitové části byla zvolena 3 mm podle dodaného

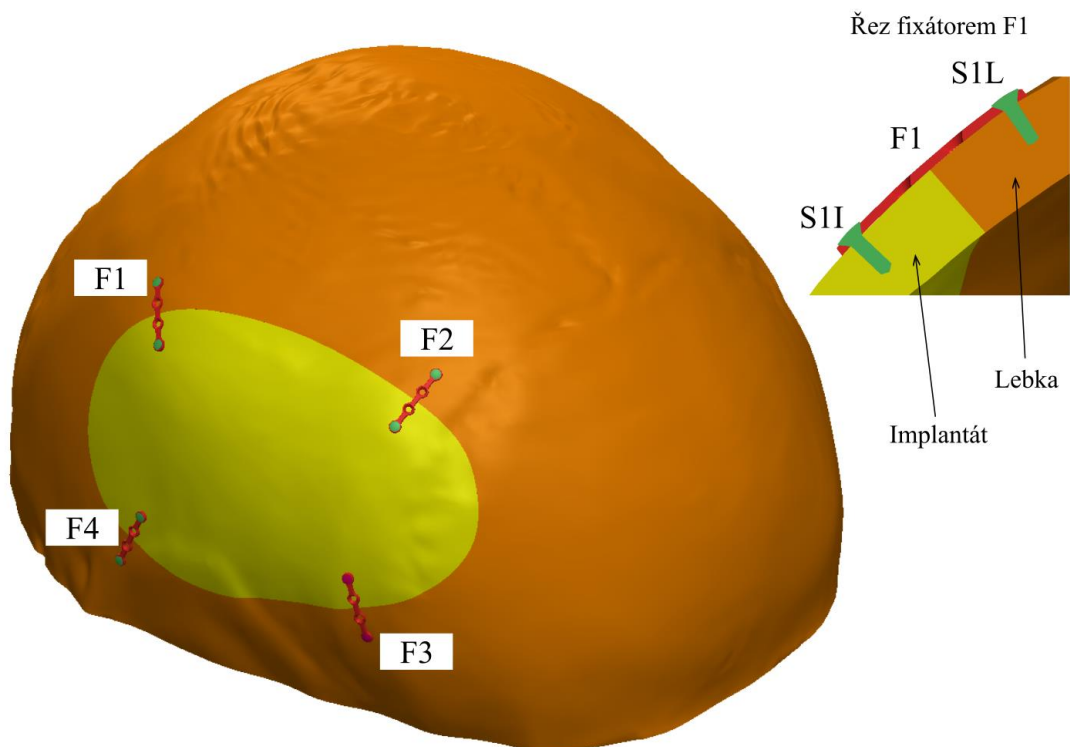
vzorku šroubu od vedoucího práce. Z důvodu proměnné tloušťky lebky a implantátu bylo nutné vymodelovat kratší variantu šroubu. Kratší varianta šroubu byla zvolena 2 mm a tato délka už nezasahovala do vnitřních prostor lebky. Oba modely geometrie šroubu s hlavními rozměry jsou zobrazeny na obr. 24.



Obr. 24 Model geometrie šroubů s hlavními rozměry

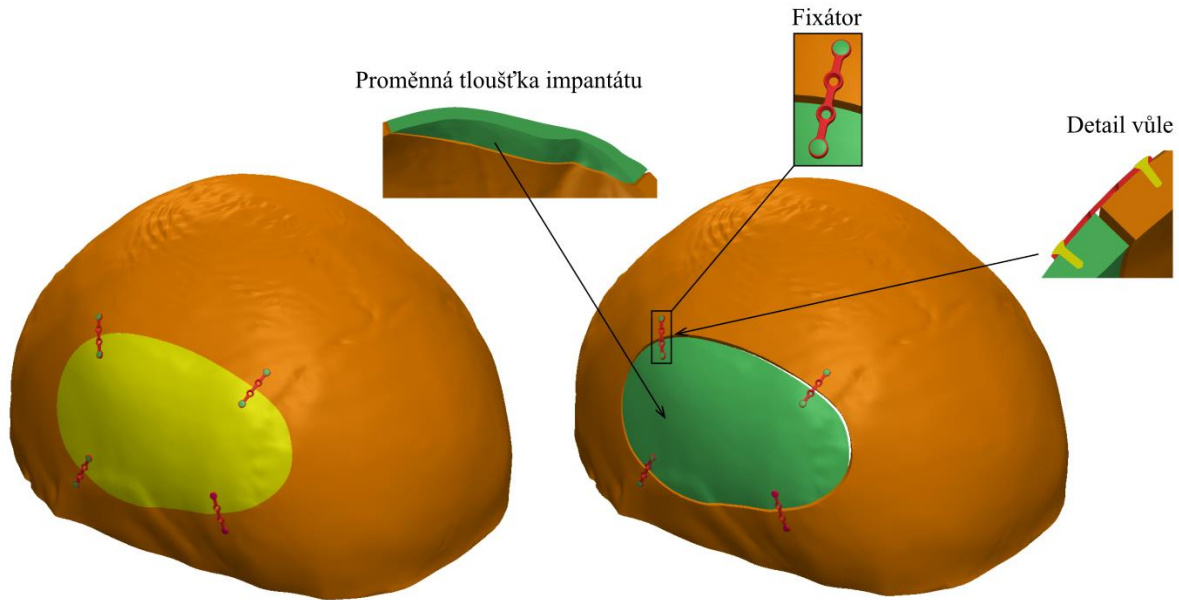
10.1.5 MODEL Y GEOMETRIE SESTAVY LEBKY S IMPLANTÁTEM A FIXAČNÍM ZAŘÍZENÍM

Konečným krokem tvorby modelu geometrie je sestavení všech dílčích geometrií. Modely geometrie lebky s defektem a implantátu byly vloženy bez změněné polohy vzhledem ke globálnímu souřadnému systému lebky. První model geometrie sestavení obsahoval implantát bez vůle a další modely geometrie sestavení byly tvořeny implantátem s odlišným rozhraním mezi kostní tkání a implantátem (vůle 0,1 mm nebo 0,5 mm). Všechny fixátory byly vloženy do sestav v poloze, ve které byly vytvořeny vzhledem ke globálnímu souřadnému systému. Ve fixátoru byly zvoleny krajní polohy pro šrouby, tedy v každém fixátoru byly umístěny dva šrouby. Toto uspořádání bylo zvoleno podle studie [53]. Poloha modelů geometrie šroubů byla určena pomocí pevných vazeb v jednotlivých fixátorech do zahlužených otvorů pro šrouby. Pozice fixátorů jsou označeny F1, F2, F3 a F4 (viz obr. 25). Jednotlivé šrouby jsou označeny podle čísla fixátoru a polohy v lebce nebo implantátu, např. pro první fixátor je šroub v lebce označen S1L a šroub v implantátu je označen S1I (viz obr. 25). Na fixátoru F3 jsou umístěny kratší šrouby, aby šrouby nezasahovaly do vnitřních prostor lebky.



Obr. 25 Popis fixátorů a příklad popisu šroubů

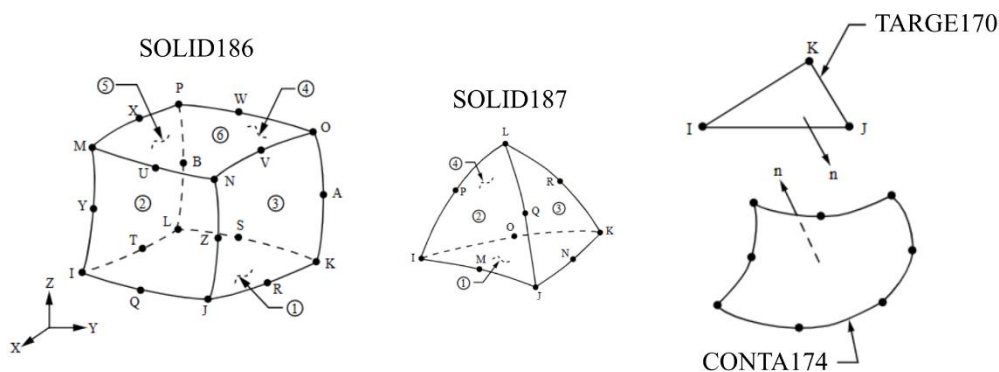
Z modelů geometrie jsou vytvořeny celkem tři výpočtové modely a jeden referenční model. Model 1 je tvořen implantátem, který kopíruje přesně rozhraní defektu (je tedy uložen bez vůle) a zbývající dva modely jsou tvořeny implantátem s odlišnou geometrií na rozhraní kostní tkáně a implantátu – model 2 je tvořen implantátem s vůlí 0,1 mm a model 3 s vůlí 0,5 mm. Modely geometrie sestavy jsou zjednodušeně zobrazeny na obr. 26. Diskretizace geometrie modelů je shodná, jsou aplikovány stejné lokální úpravy sítě. Na výpočtové modely jsou aplikovány stejné modely materiálu, zatížení a vazeb. Pro porovnání výsledků byla využita referenční geometrie lebky s původní kostní tkání, která má stejnou okrajovou podmínku i zatížení jako modely lebky s vytvořeným defektem.



Obr. 26 Model geometrie sestavy, vlevo model 1 a vpravo implantát s odlišnou geometrií na rozhraní kostní tkáně a implantátu (model 2 – vůle 0,1 mm, model 3 – vůle 0,5 mm)

10.2 DISKRETIZACE GEOMETRIE

Objemový model sestavy byl importován do programu ANSYS® Academic Research Mechanical, Release R1 2023 (Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA). Pro diskretizaci byly využity kvadratické hexahedrální prvky (SOLID186) a kvadratické tetrahedrální prvky (SOLID187). Kontaktní plochy byly diskretizovány pomocí kontaktních prvků CONTA174 a TARGE170. Použité prvky jsou zobrazeny na obr. 27.



Obr. 27 Použité prvky při diskretizaci geometrie [54]

Vygenerovaná síť programem byla lokálně upravena. Zmenšení elementů bylo provedeno u kontaktních ploch, otvorů pro šrouby a na fixátorech i šroubech. Na ploše implantátu a okolí defektu lebky bylo provedeno také zmenšení prvků. Zvolené hodnoty velikosti prvků sítě jsou v tab. 3 a výsledná síť konečných prvků je zobrazena na obr. 28. Zvolené hodnoty zmenšení elementů byly ověřeny změnou

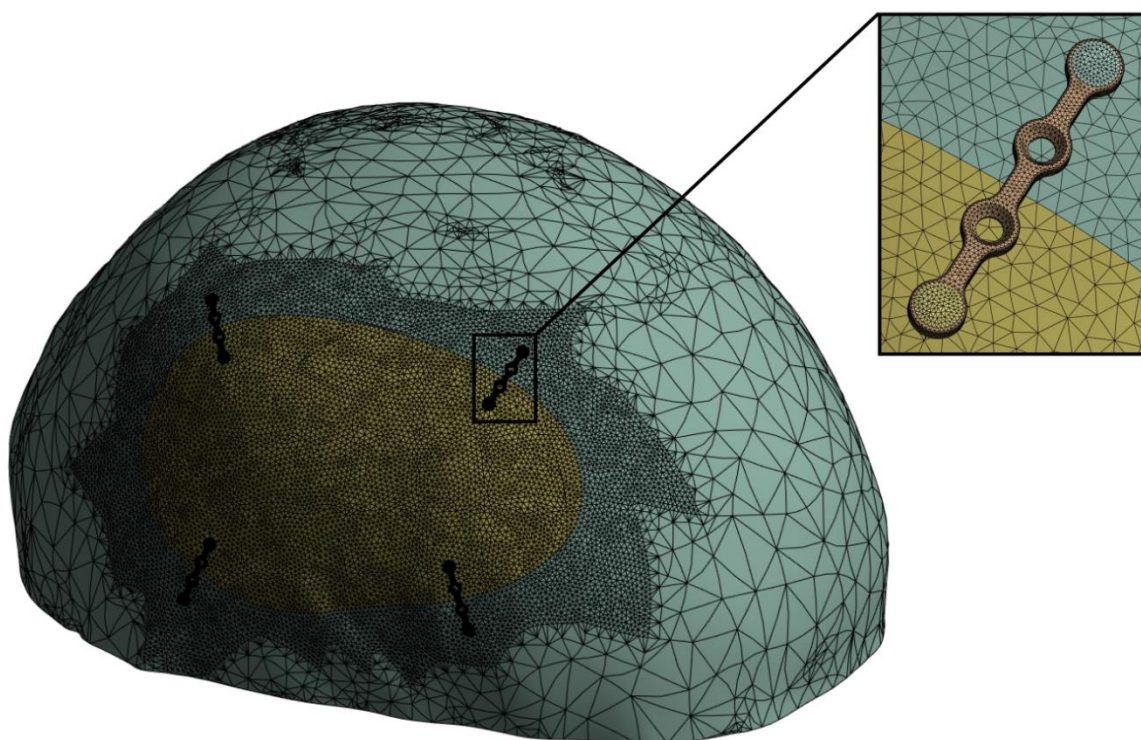
velikosti elementů a výsledky napětí na fixátorech se výrazně nelišily. Model referenční geometrie lebky byl lokálně upraven pouze v okolí, které odpovídá přibližně implantátu a okolí defektu s velikostí prvku 1 mm. V tab. 4 jsou shrnuty počty použitých elementů a uzlů v každém modelu geometrie.

Tab. 3 Velikost sítě lokálně upravených prvků

Upravená část	Velikost prvku [mm]
fixátor	0,2
šroub	0,2
kontaktní plocha implantátu s lebkou	0,5
kontaktní plocha lebky s implantátem	0,5
implantát	1
blízké okolí implantátu na lebce	1
otvory pro šrouby	0,1

Tab. 4 Počet elementů a prvků soustavy

Varianta	Počet elementů [-]	Počet uzlů [-]
model 1	219 023	371 286
model 2	218 533	370 481
model 3	217 943	369 449
referenční model	69 453	122 545



Obr. 28 Výsledná síť konečných prvků geometrie

10.3 MODEL MATERIÁLU

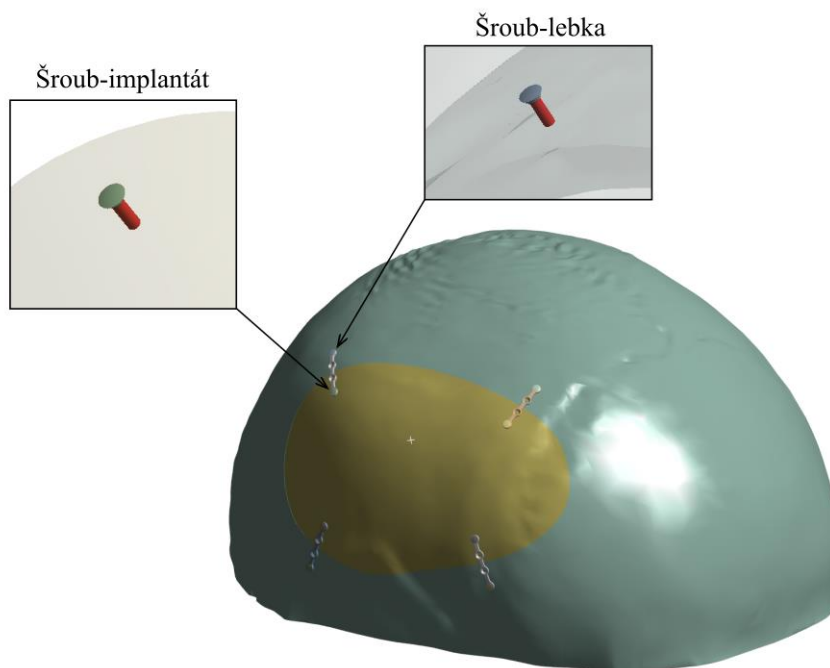
Model materiálu všech řešených prvků sestavy byl na základě rešerše zvolený jako homogenní, izotropní, elastický a lineárně pružný. Tento model materiálu je popsán dvěma materiálovými charakteristikami, kterými jsou Youngův modul pružnosti a Poissonovo číslo. Zvolené hodnoty materiálových charakteristik jsou v rozmezí hodnot provedené rešerše a konkrétní hodnoty byly zvoleny podle studií [6] a [53], kde byly stejné hodnoty použity k výpočtu. Kostní tkáň byla v této bakalářské práci modelována pouze jako kortikální kostní tkáň. Fixátor a šrouby jsou z titanové slitiny Ti6Al4V. Materiál implantátu byl zvolen polymethylmethakrylát (PMMA). Mechanické vlastnosti použitých materiálu jsou v tab. 5.

Tab. 5 Materiálové vlastnosti použitých materiálů podle studií [6], [53]

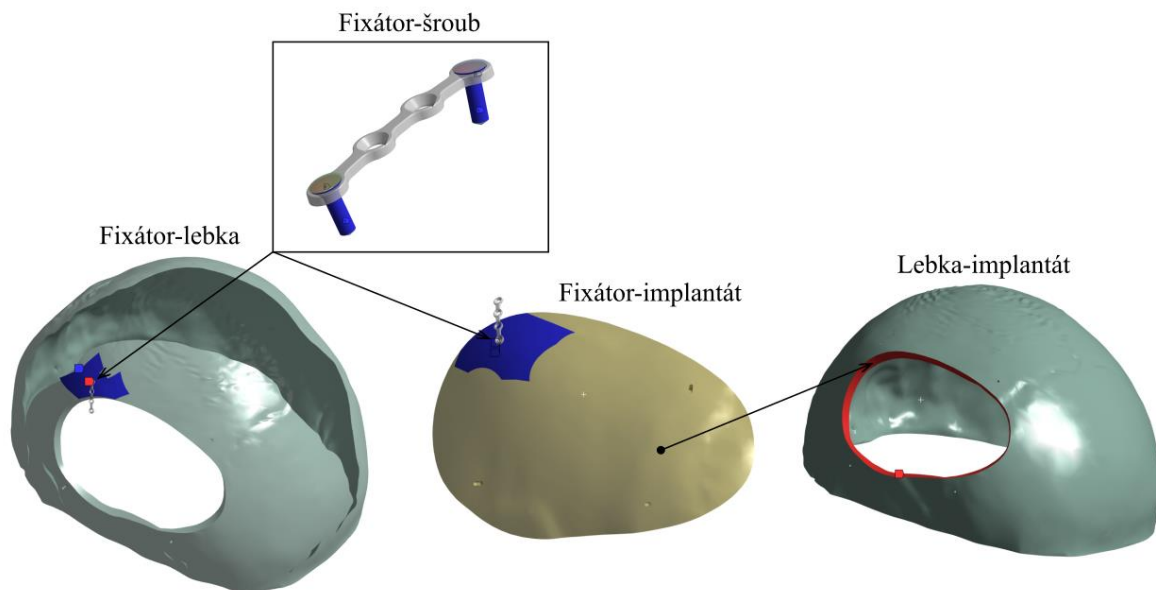
Materiál	Youngův modul pružnosti [MPa]	Poissonovo číslo [-]
kostní tkáň	15 000	0,3
Ti6Al4V	110 000	0,3
PMMA	3 000	0,38

10.4 MODEL ZATÍŽENÍ A VAZEB

Ve výpočtovém modelu se nachází více geometrií, je tedy nutné určit jednotlivé kontakty celé geometrie. Je použit zjednodušený model šroubu, který neobsahuje závit. Spojení mezi šrouby s implantátem a lebku tedy bylo realizováno pomocí pevného spojení tzv. „Bonded“ podle studie [53] – typ kontaktu v programu Ansys (viz obr. 29). Druhým typem je kontakt se třením tzv. „Frictional“. Jedná se o spojení geometrií, které mezi sebou mají relativní pohyb s definovaným koeficientem tření. Při tomto typu kontaktu byl zvolen koeficient tření 0,3 podle studií [55], [56]. Tento typ kontaktu byl použit mezi těmito kontaktními dvojicemi: fixátor-implantát, fixátor-lebka, lebka-implantát a fixátor-šroub (viz obr. 30).

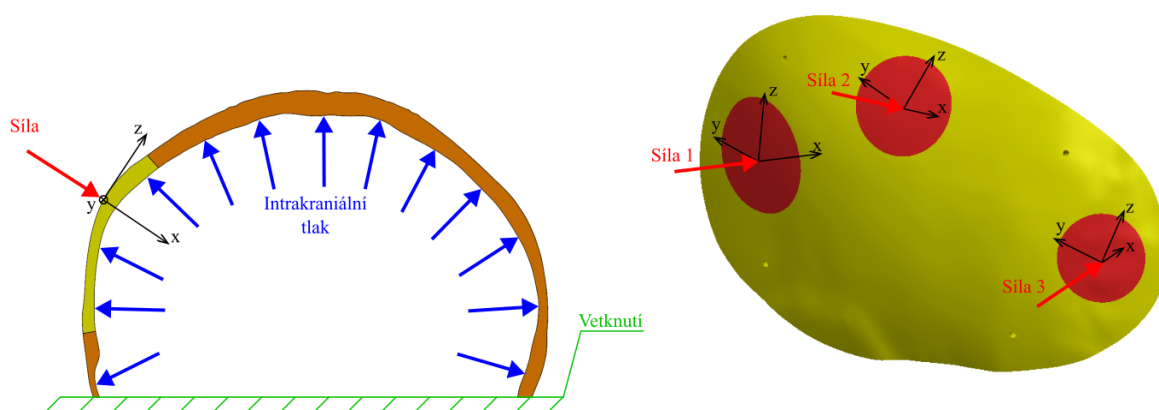


Obr. 29 Kontakty typu „Bonded“



Obr. 30 Kontakty typu „Frictional“

Výpočtový model zahrnuje vymezení v prostoru pomocí okrajových podmínek a zadání zatížení, aby se mohlo provést řešení [33]. Podle studie [5] je ve spodní části lebky zadána okrajová podmínka vetknutí – „Fixed support“. Výsledky nebudou vyhodnocované v blízkosti okrajové podmínky a její užití je tedy vhodné [5]. Zatížení z vnitřní části lebky bylo realizováno pomocí intrakraniálního tlaku (ICP). Jsou zatíženy všechny vnitřní plochy na lebce i na implantátu. Byla zvolena hodnota 30 mmHg (4 kPa), která podle provedené rešerše odpovídá středním hodnotám intrakraniální hypertenze [20]. Řešení bylo provedeno pro silové zatížení od 10 N do 50 N po kroku 10 N, tedy 5 zátěžných kroků statickou silou. Maximální hodnota 50 N odpovídá přibližně zatížení vyvolanému reakční silou aplikovanou na lebku (tíha lebky cca 5 kg) bez působení dalších vnějších sil [6]. Silový zátěžný krok byl aplikován na tři předem připravené kruhové plochy o průměrech 15, 17 a 20 mm. Všechny výpočtové modely byly postupně zatěžovány každou silou zvlášť. Síly jsou označeny podle zatěžujících ploch, kdy síla 1 odpovídá kruhové ploše o průměru 20 mm, síla 2 odpovídá kruhové ploše o průměru 17 mm a na poslední plochu o průměru 15 mm působí síla 3. Pro směr působení každé síly byl zvolen lokální souřadný systém a zatížení působilo v normálovém směru plochy do implantátu (ve směru osy x). Zadané silové zatížení a okrajová podmínka je zobrazeno na obr. 31.



Obr. 31 Vlevo zjednodušené schéma modelu zatížení a vazeb, vpravo detail zatěžujících sil na implantátu (jednotlivé síly působí ve směru osy x)

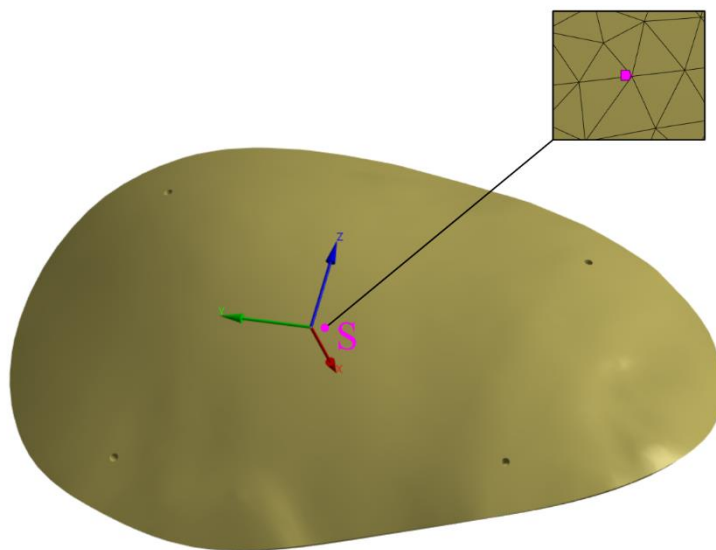
11 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

Byly řešeny celkem čtyři varianty výpočtových modelů, jejichž modely geometrie, materiálu, zatížení a vazeb jsou popsány v předchozí kapitole. Tři varianty jsou tvořeny geometrií rekonstruované lebky a pro porovnání výsledků byl vytvořen jeden referenční model lebky bez defektu. Celkem se jedná o porovnávání výsledků z $4 \times 3 = 12$ variant výpočtových modelů (4 modely a 3 různé polohy síly). Dále je provedena srovnávací analýza pro 5 zátěžných kroků pro každou variantu.

Pro přiblížení celkového posunutí implantátu byla vykreslena celková deformace pomocí vektorového zobrazení. K posouzení řešeného problému byly vykresleny deformace implantátu ve směru osy x zvoleného souřadného systému. Na fixátorech bylo analyzováno redukované napětí podle podmínky HMM (von Mises). Pro ověření dotyku na rozhraní kostní tkáně a implantátu byl vykreslen kontaktní tlak. Jelikož byl použit pro řešení válcový zjednodušený model šroubu bez závitů, tak nelze přesně určit nebezpečné místo a vyhodnocovat namáhání šroubů a kritická místa otvorů pro šrouby na implantátu a v lebce.

11.1 DEFORMACE IMPLANTÁTU

Pro vykreslení deformace implantátu byl zaveden souřadný systém přibližně uprostřed implantátu (viz obr. 32). Implantát je zatížen třemi silami, které jsou na jiných pozicích, a proto byl zvolen tento souřadný systém pro porovnání deformace. Deformace je vykreslována ve směru osy x , jelikož v tomto směru je předpokládána největší deformace. V blízkosti středu souřadného systému implantátu byl vybrán jeden bod na síti (označen jako S), na kterém je také vykreslována deformace. Na referenčním modelu byla vykreslována deformace ve stejném souřadném systému. Referenční model má stejně zvolený bod S . Pro porovnání velkých deformací („Large deflection“) bylo ověřeno jedno řešení se zatížením silou 1 a rozdíly v hodnotách deformace ve směru osy x souřadného systému implantátu nebyly významné.

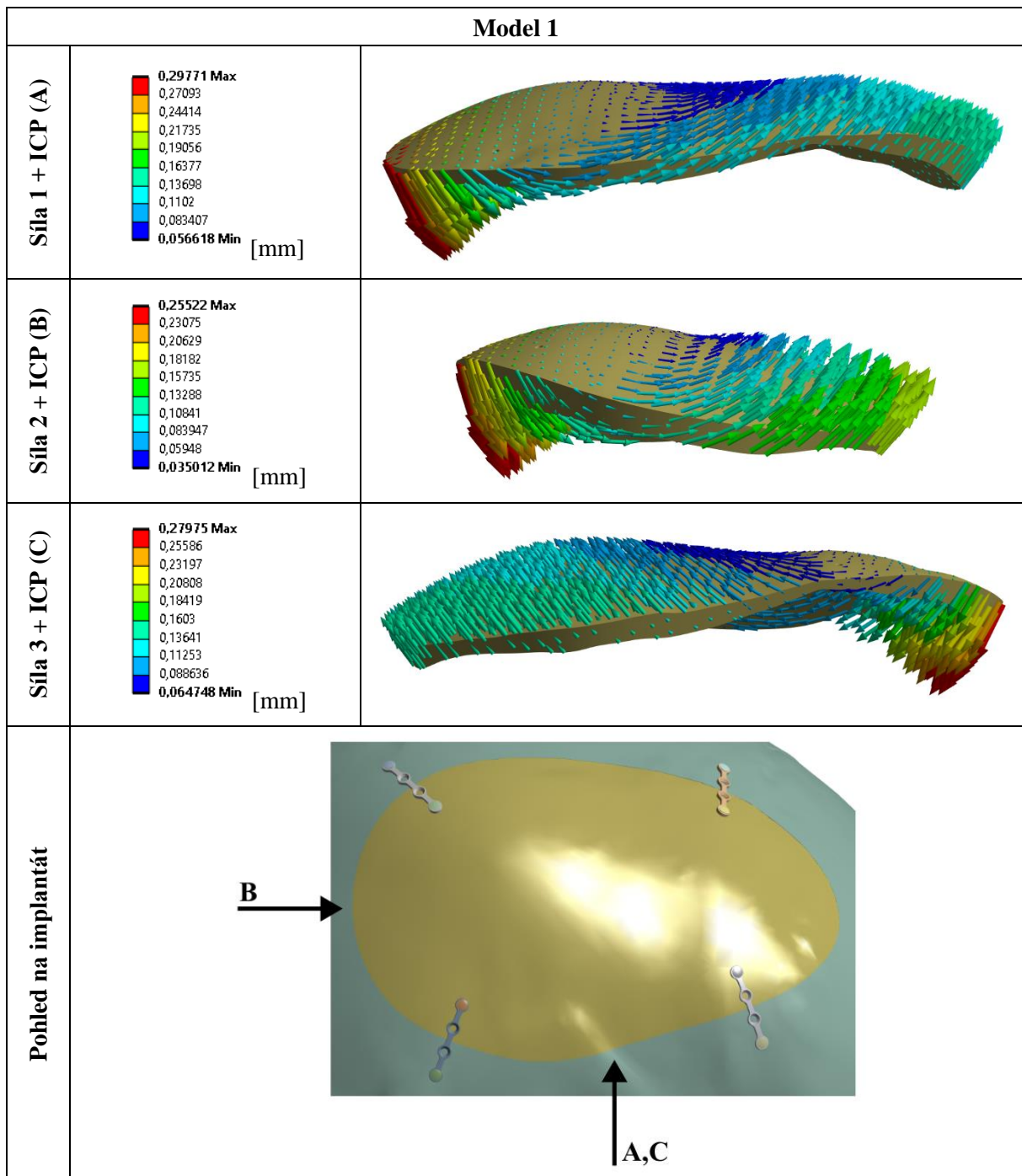


Obr. 32 Souřadný systém implantátu a bod S

11.1.1 CELKOVÁ DEFORMACE IMPLANTÁTU

Celkovou deformaci implantátu zobrazenou pomocí vektorů lze pozorovat na obr. 33, kde je patrné vtlačování implantátu do lebky na straně působící síly a vytlačování implantátu na opačné straně. Celková deformace je zobrazena pouze na modelu 1, protože celková deformace implantátu je podobná pro všechny varianty modelů, pouze dochází ke zvyšování hodnot deformace s měnícím se rozhraním implantátu a kostní tkáně. Toto porovnání analyzuje chování implantátu při působení jednotlivými silami na modelu 1 a pro porovnání jednotlivých modelů je zvolena analýza deformace implantátu ve směru

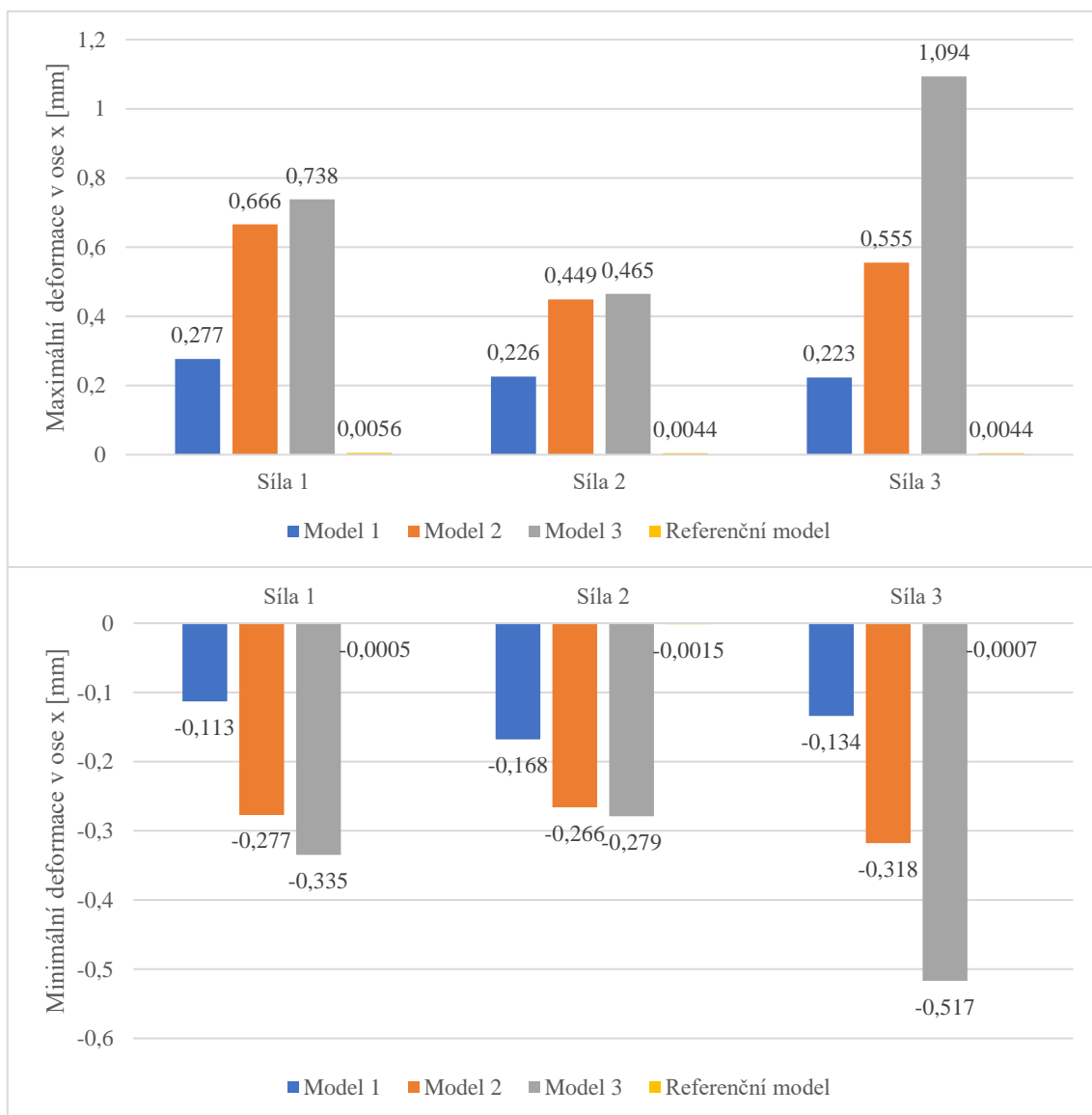
osy x podle zavedeného souřadného systému implantátu (viz obr. 32). Toto porovnání je analyzováno v následujících podkapitolách.



Obr. 33 Celková deformace implantátu zobrazená pomocí vektorů [mm] (síla 50 N, ICP 30 mmHg)

11.1.2 ZÁVISLOST DEFORMACE IMPLANTÁTU VE SMĚRU OSY X NA POLOZE MAXIMÁLNÍ PŮSOBÍCÍ SÍLY

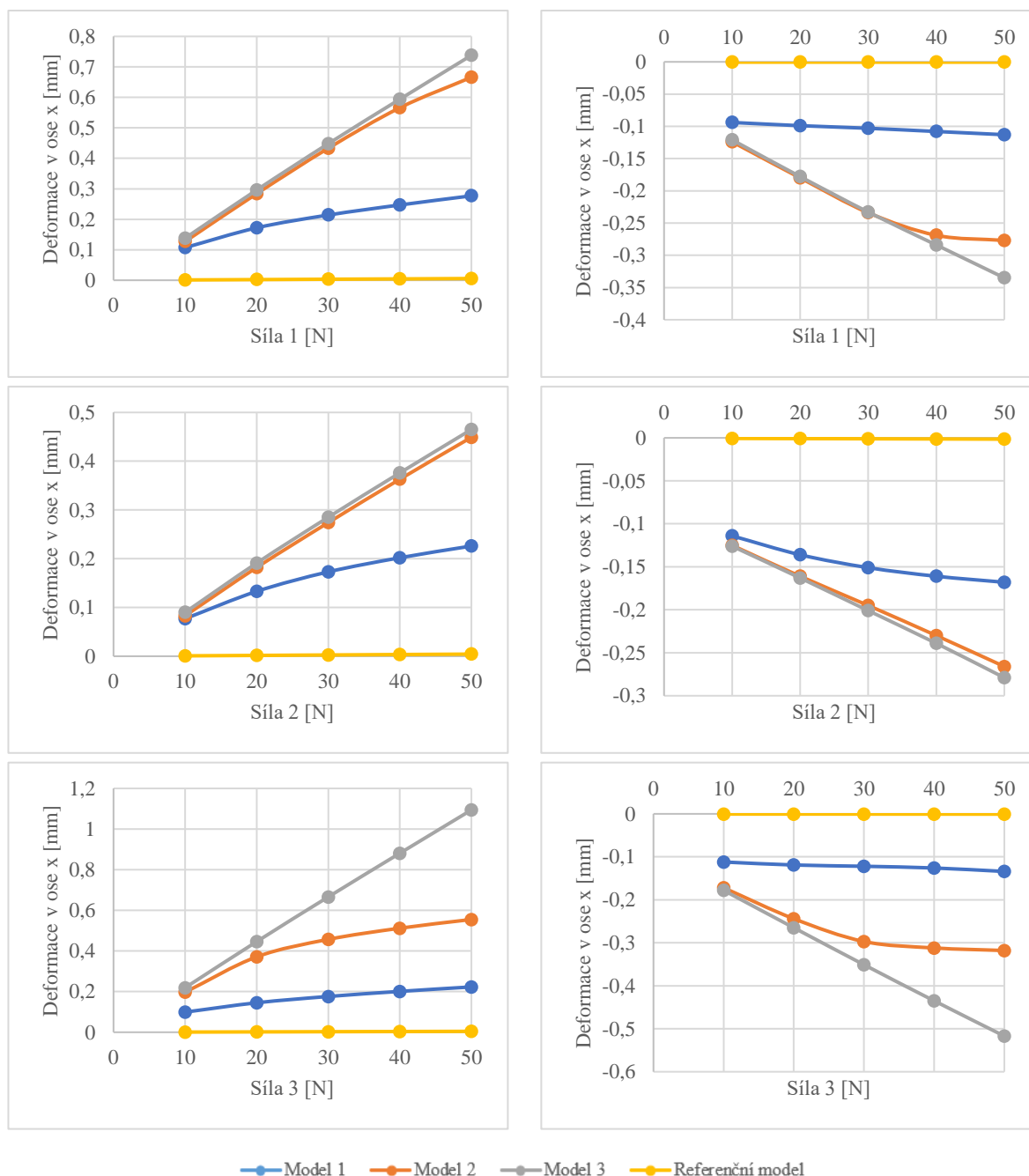
Grafické srovnání maximálních a minimálních hodnot deformace lebečního implantátu ve směru osy x (viz obr. 32) v závislosti na poloze maximální působící síly je zobrazeno na obr. 34. Největší deformace modelů 1 a 2 jsou dosaženy v případě zatížení silou 1, ale u modelu 3 dosahuje největší deformace zatěžující síla 3. Deformace v případě zatížení variantou síly 2 jsou nejmenší v každé variantě modelů 1, 2 a 3. Výrazný rozdíl nárůstu deformace je při přechodu z nulové vůle na rozhraní implantátu a kostní tkáně na variantu s vůlí 0,1 mm (model 2). Deformace modelů 2 a 3 nemají výrazný nárůst deformace pro varianty zatížené silou 1 a 2, ale pro variantu zatíženou silou 3 je nárůst deformace výrazně vyšší. Hodnoty deformace všech řešených zátěžných stavů modelů 1, 2 a 3 v porovnání s hodnotami deformace referenčního modelu jsou výrazně vyšší.



Obr. 34 Závislost maximální a minimální deformace implantátu v ose x [mm] na poloze maximální působící síly (50 N)

11.1.3 VLIV DEFORMACE IMPLANTÁTU V OSE X NA VELIKOSTI SÍLY

Zatížení implantátu bylo provedeno v pěti silových krocích. Při zatížení nejmenší silou 10 N jsou hodnoty deformací u všech modelů rekonstruované lebky přibližně podobné. S rostoucí silou se zvyšuje deformace implantátu u každého modelu jinak s ohledem na polohu každé síly. Závislost deformace v ose x (viz obr. 32) na jednotlivých působících silách je zobrazena graficky na obr. 35.



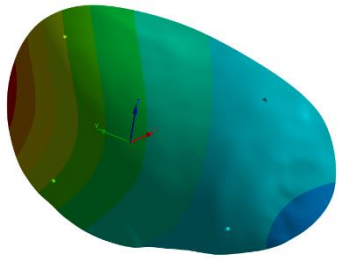
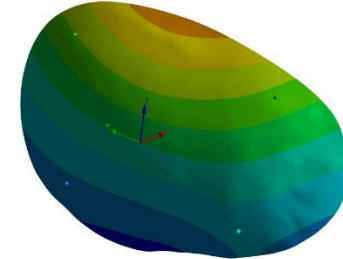
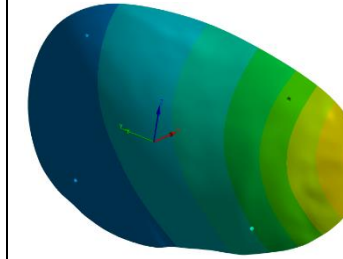
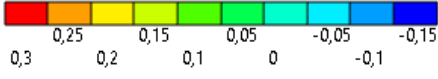
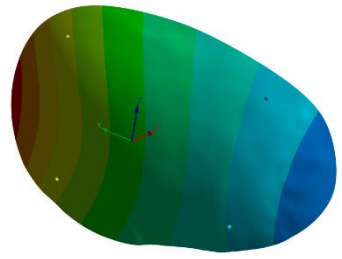
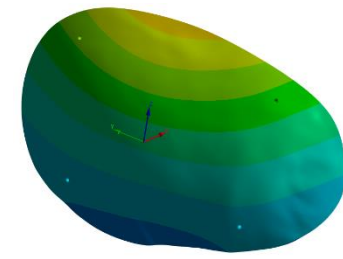
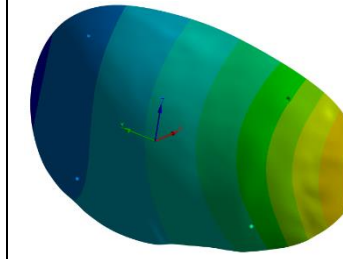

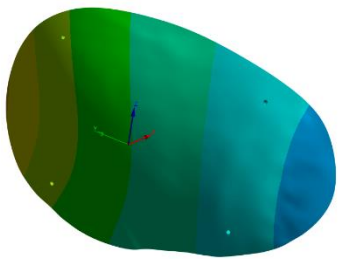
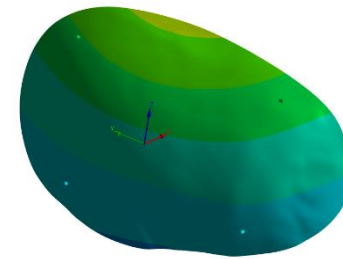
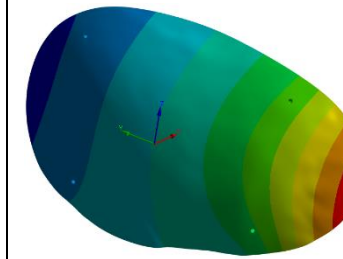
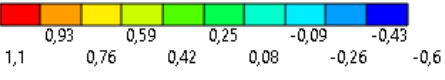
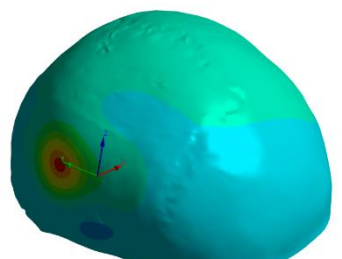
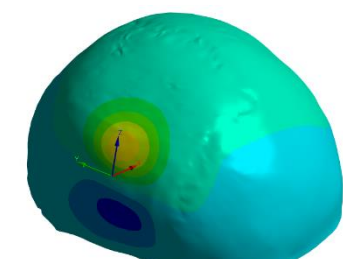
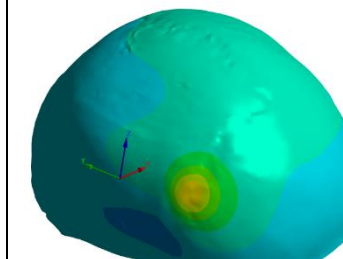
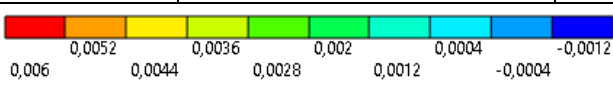
Obr. 35 Závislost deformace implantátu v ose x [mm] na působících silách [N] (vlevo maximální deformace v ose x, vpravo minimální deformace v ose x)

Nárůst deformace v závislosti na síle pro modely 2 a 3, které jsou s rozdílným rozhraním implantátu a kostní tkáň, je větší než pro model 1, který je přesně uložen v defektu lebky. V případech zatížení silami 2 a 3 jsou podobné průběhy u modelů 2 a 3. V případě síly 3 se deformace výrazně liší a deformace u varianty modelu 3 dosahuje větších hodnot, což odpovídá získaným výsledkům

z předchozí podkapitoly. Referenční model má podstatně nižší deformace v řádech tisícín mm všech řešených zátěžných stavů oproti deformacím na modelech 1, 2 a 3.

11.1.4 DEFORMACE IMPLANTÁTU V OSE X

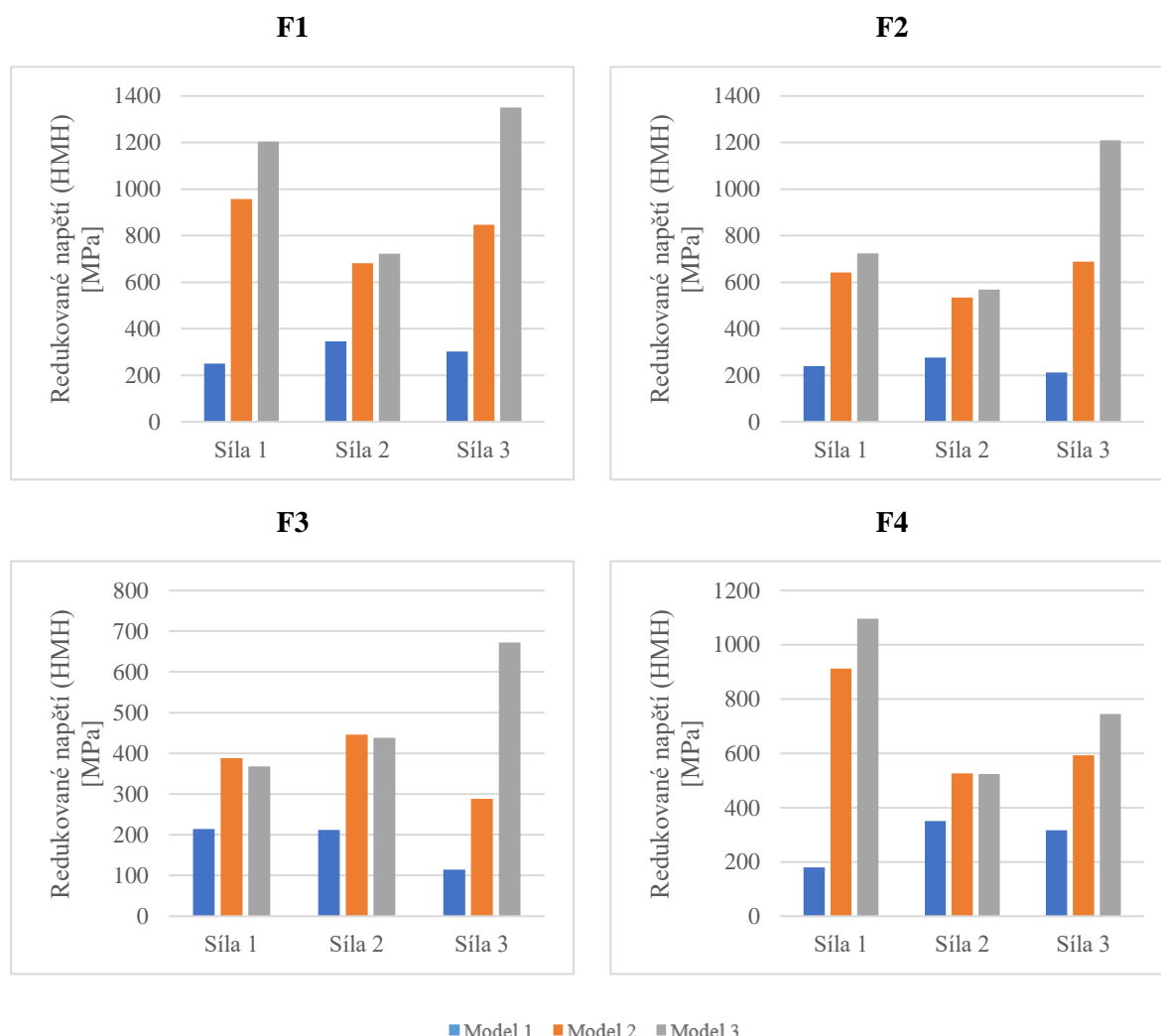
Výsledky deformace ve směru osy x souřadného systému implantátu (viz obr. 32) pro působící varianty sil o velikosti 50 N a ICP 30 mmHg jsou zobrazeny na obr. 36. Maximální deformace se objevuje v blízkosti působící síly. Naopak na druhé straně, kde síla nepůsobí, se implantát pohybuje v záporném směru osy x. Přibližně uprostřed implantátu jsou hodnoty deformací menší, což potvrzuje, že implantát má tendenci v lebečním defektu rotovat při působení síly na okraj implantátu. Hodnoty deformace pro model 1 jsou v porovnání s variantami modelů 2 a 3 menší. Rozdílné rozhraní implantátu a kostní tkáň vede k vyšší hodnotám deformace a vytvořená vůle na rozhraní implantátu a kostní tkáň tedy výrazně ovlivňuje získané výsledky. Výrazný rozdíl v nárůstu deformace je při přechodu z nulové vůle (model 1) na vůli 0,1 mm (model 2). Při zvětšení vůle z 0,1 mm na vůli 0,5 mm (model 3) je nárůst deformace méně výrazný pro varianty zatížení silou 1 a 2, ale v případě zatížení variantou síly 3 dochází k velkému zvětšení hodnot deformace. Největší hodnoty deformace dosáhl model 3 zatížený variantou síly 3, který má maximální deformaci 1,094 mm a minimální deformaci -0,517 mm. Nejmenší deformace v porovnání všech variant dosahovaly modely zatížené variantou síly 2. Hodnoty deformace referenčního modelu jsou výrazně nižší. Největší deformace referenčních modelů jsou v místě působící síly.

	Síla 1 + ICP			Síla 2 + ICP			Síla 3 + ICP		
	max	S	min	max	S	min	max	S	min
Model 1	0,277	0,012	-0,113	0,226	0,009	-0,168	0,223	-0,063	-0,134
									
									
Model 2	0,666	0,121	-0,277	0,449	0,043	-0,266	0,555	-0,075	-0,318
									
									
Model 3	0,738	0,149	-0,335	0,465	0,046	-0,279	1,094	-0,077	-0,517
									
									
Referenční model	0,0056	0,0013	-0,0005	0,0044	0,0015	-0,0015	0,0044	0,0004	-0,0007
									
									

Obr. 36 Maximální deformace implantátu ve směru osy x souřadného systému implantátu [mm] (síla 50 N a ICP 30 mmHg)

11.2 REDUKOVANÉ NAPĚTÍ (HMH) NA FIXÁTORECH

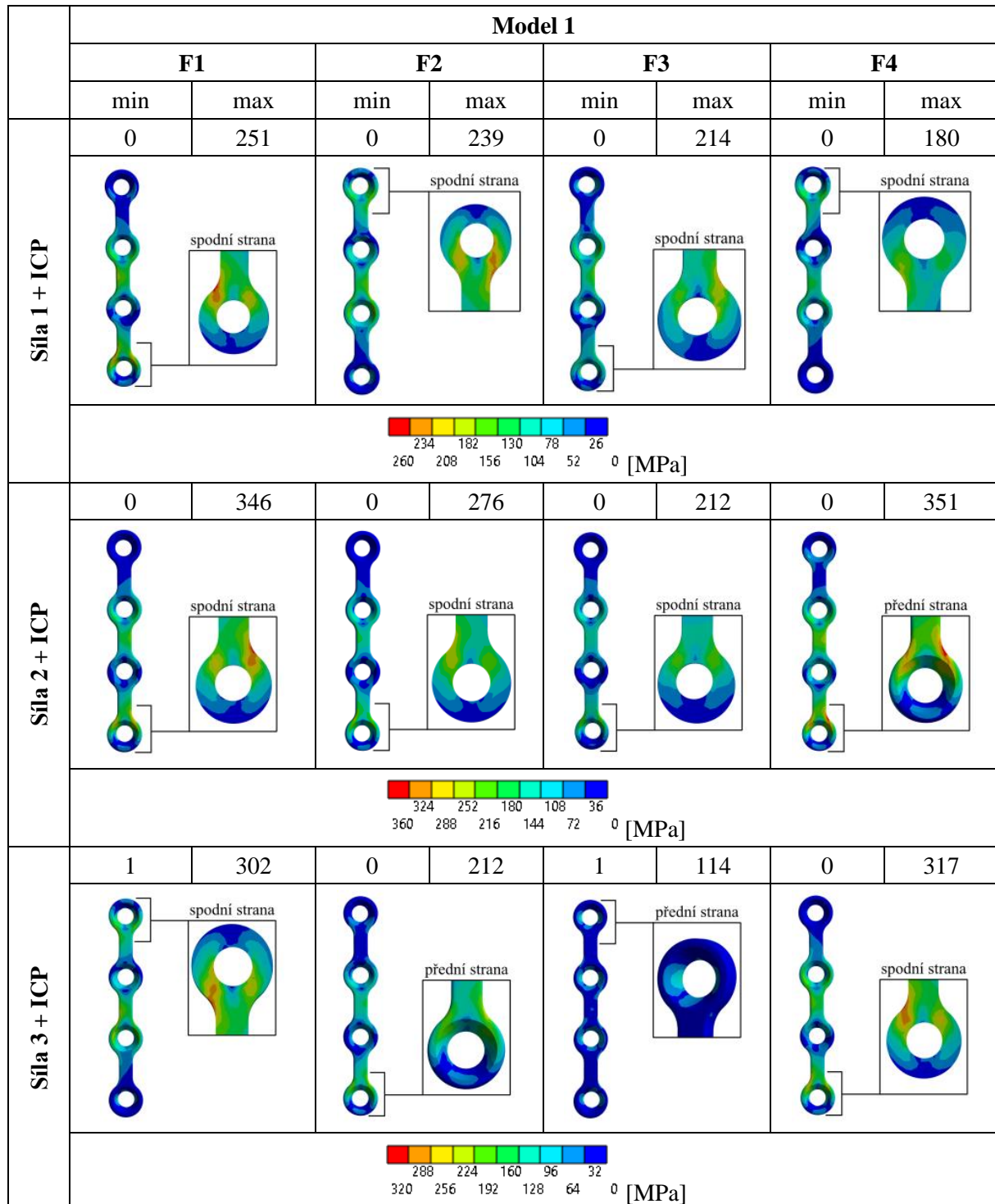
Jako materiál fixátorů se používá titanová slitina Ti6Al4V, která má mez kluzu 825 MPa [53]. Pro vyhodnocení namáhání fixátorů je uvažován nejnebezpečnější stav, což je zatížení největší silou 50 N a ICP 30 mmHg. Maximální hodnoty redukovaného napětí na jednotlivých fixátorech jsou shrnuty na obr. 37. V případě namáhání fixátorů u varianty modelu 1 nedojde ani v jednom případě k překročení meze kluzu a mezní stav pružnosti nenastane. Nejvíce namáhaný fixátor modelu 1 je F4 pod působící silou 2, kde kritické místo je na přední straně v blízkosti zaoblení u šroubu S4L s hodnotou 351 MPa (viz obr. 38). Z výsledků modelu 2 vyplývá větší namáhání fixátorů a některé z nich překročí svým namáháním mez kluzu a nastane mezní stav pružnosti. Nejvíce namáhaný fixátor u varianty modelu 2 je F1 pod působící silou 2, kde kritické místo je ze spodní strany fixátoru v blízkosti zaoblení u šroubu S1I s hodnotou 958 MPa a nastane mezní stav pružnosti (viz obr. 39). V případě modelu 3 u namáhání silou 2 nedochází téměř k žádné změně, ale u zbývajících dvou sil dochází k většímu namáhání fixátorů, s výjimkou F3 u síly 1. Nejvíce namáhaný je F1 v případě působící síly 3, kde nebezpečné místo je ze spodní strany fixátoru v blízkosti zaoblení u šroubu S1L s hodnotou 1351 MPa a dojde k velkému překročení meze kluzu (viz obr. 40).



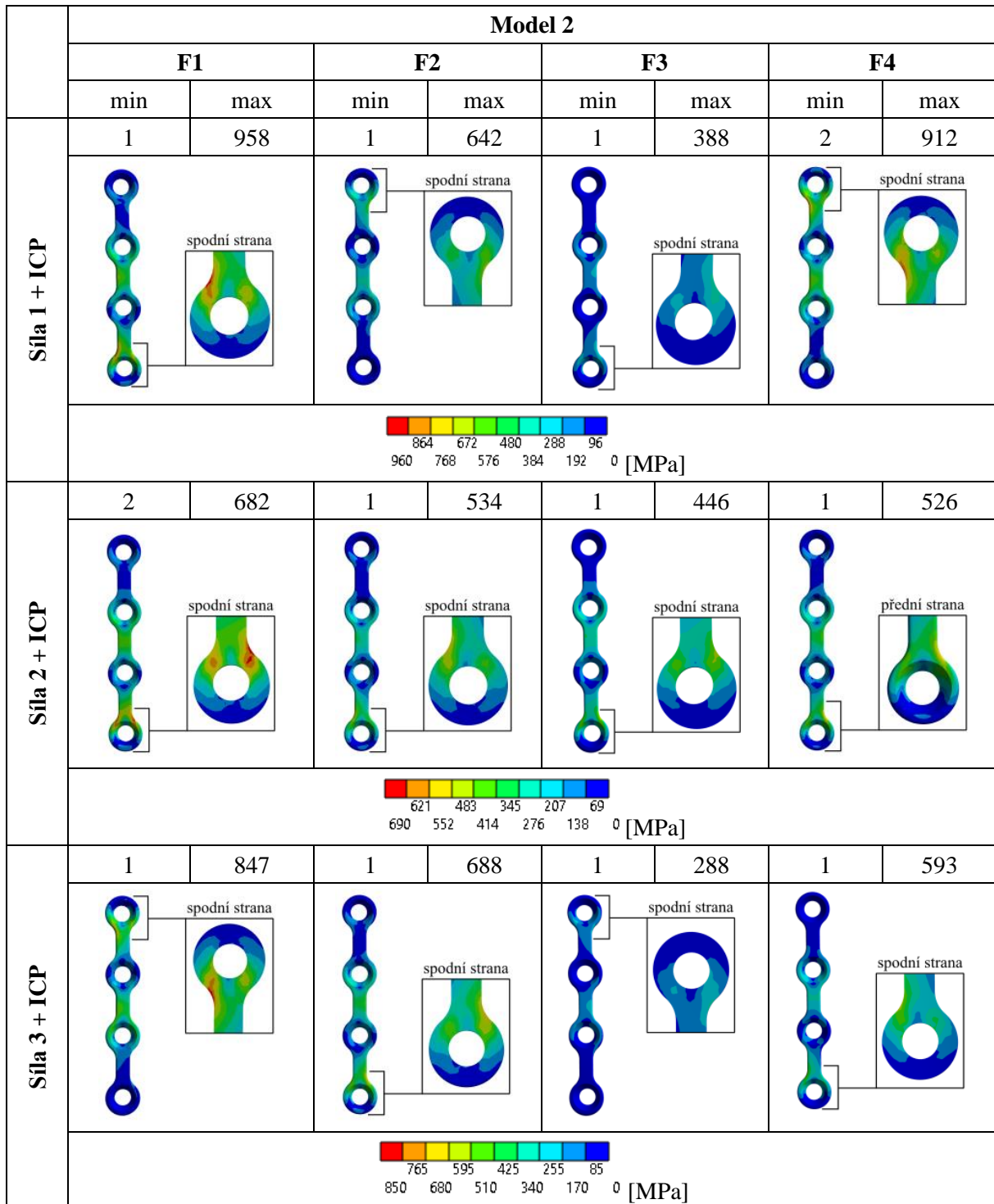
Obr. 37 Maximální redukované napětí na fixátorech [MPa]

Většina kritických míst je ze spodní strany na krajích fixátorů v zaoblených vnějších přechodech mezi otvory fixátoru. Nejčastěji jsou nejvíce namáhané ty fixátory, které jsou v blízkosti působících sil, ale v některých případech jsou nejvíce namáhané fixátory na opačné straně od působící síly. Namáhání fixátorů se výrazně zvýšilo u modelů 2 a 3 v porovnání s modelem 1. Zvýšení namáhání je způsobeno

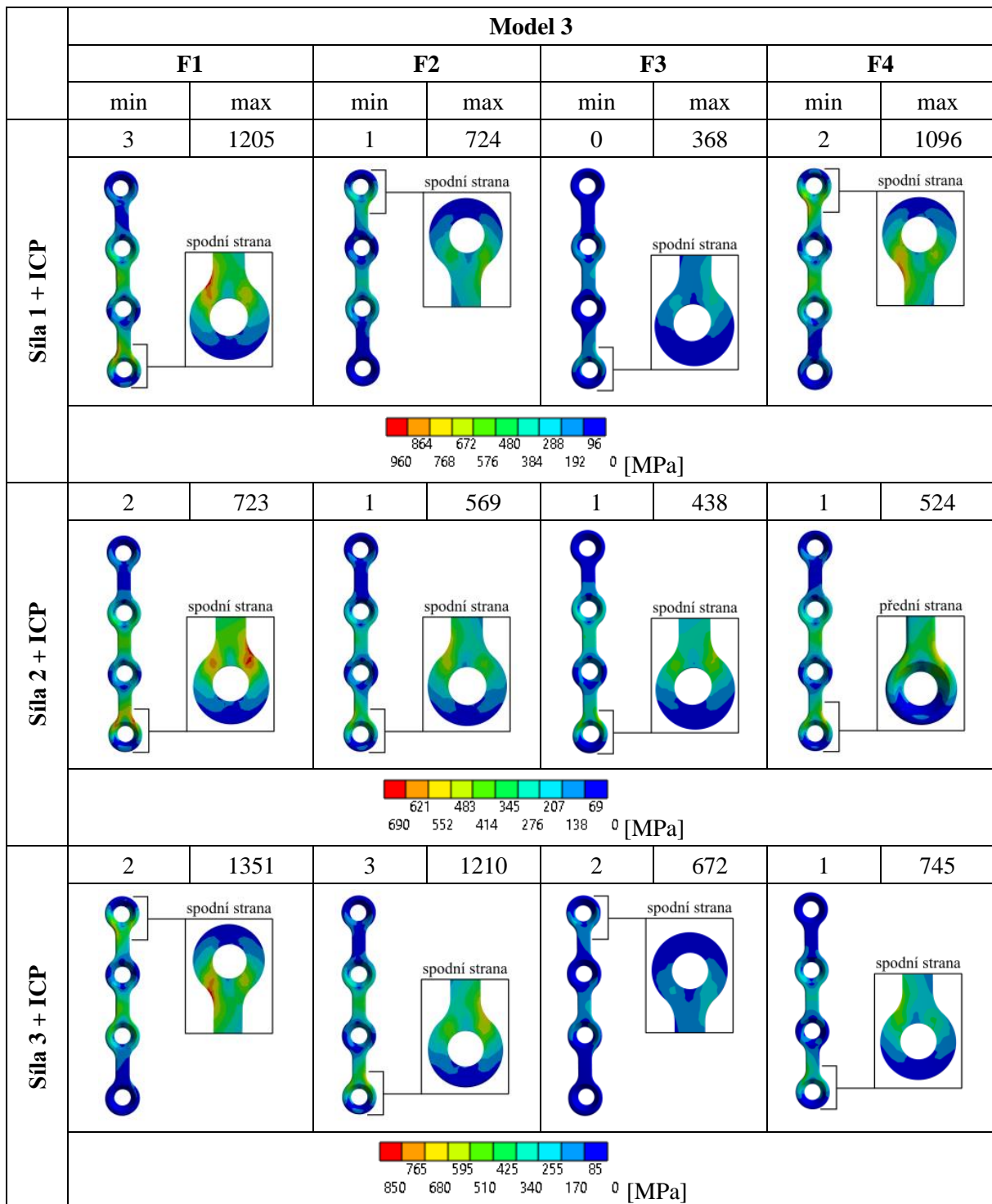
rozdílným rozhraním implantátu a kostní tkáň, tedy vytvořenou vůlí implantátu v lebečním defektu. Při působení silou 2 na fixátory ani jeden z fixátorů nepřekoneá mez kluzu materiálu, naopak zatěžováním ostatními silami dojde k meznímu stavu pružnosti. Nejvíce namáhaný je fixátor F1, naopak fixátor F3 ani v jednom případě nepřekoneá mez kluzu materiálu. Redukované napětí fixátorů na jednotlivých modelech a jejich kritická místa jsou zobrazeny na obr. 38, 39 a 40.



Obr. 38 Redukované napětí (HMH) na fixátorech [MPa] (model 1)



Obr. 39 Redukované napětí (HMH) na fixátorech [MPa] (model 2)



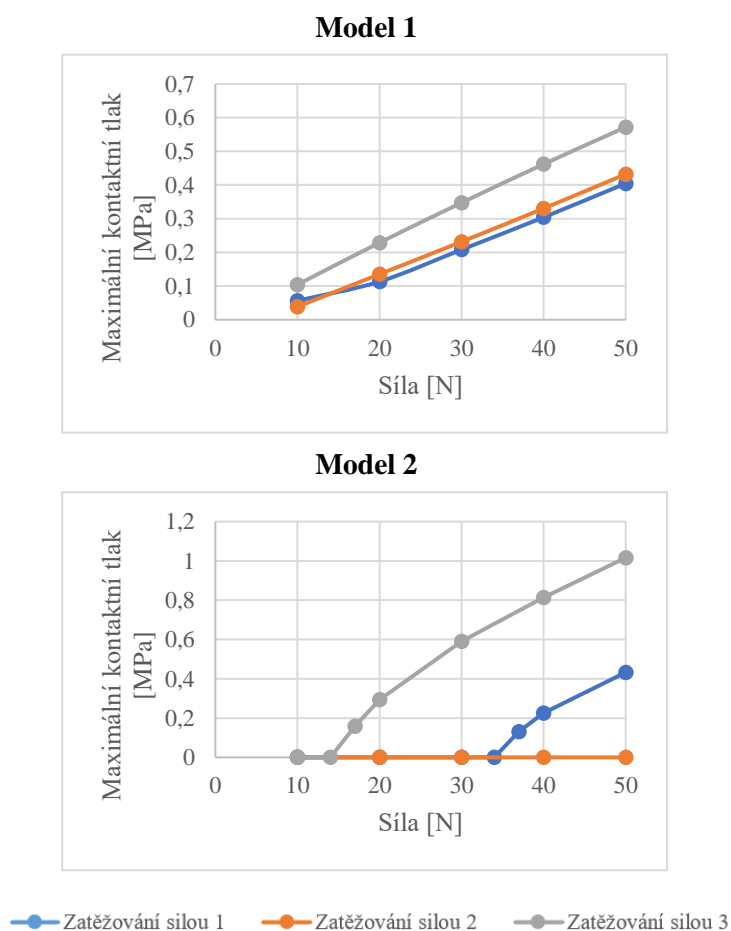
Obr. 40 Redukované napětí (HMH) na fixátorech [MPa] (model 3)

11.3 KONTAKTNÍ TLAK NA IMPLANTÁTU A ROZHRANÍ KOSTNÍ TKÁŇ

Ke kontaktnímu tlaku na implantátu v rozhraní kostní tkáně a implantátu dojde v důsledku kontaktu implantátu a kostního rozhraní lebečního defektu. V případě řešené varianty modelu 1, kde implantát zcela dosedá do lebečního defektu, dojde ke kontaktu implantátu s defektem vždy (i pro sílu 10 N). Kontaktní tlak narůstá při zvětšování působících sil. Maximální kontaktní tlak je 0,57 MPa při zatěžování silou 3 s maximální hodnotou 50 N. Kontaktní tlak se projevuje na straně působící síly nebo v její blízkosti nebo na opačné straně a dojde k vystředění implantátu v defektu. Kontakt implantátu s lebkou snižuje průběh deformace, což je patrné z obr. 35.

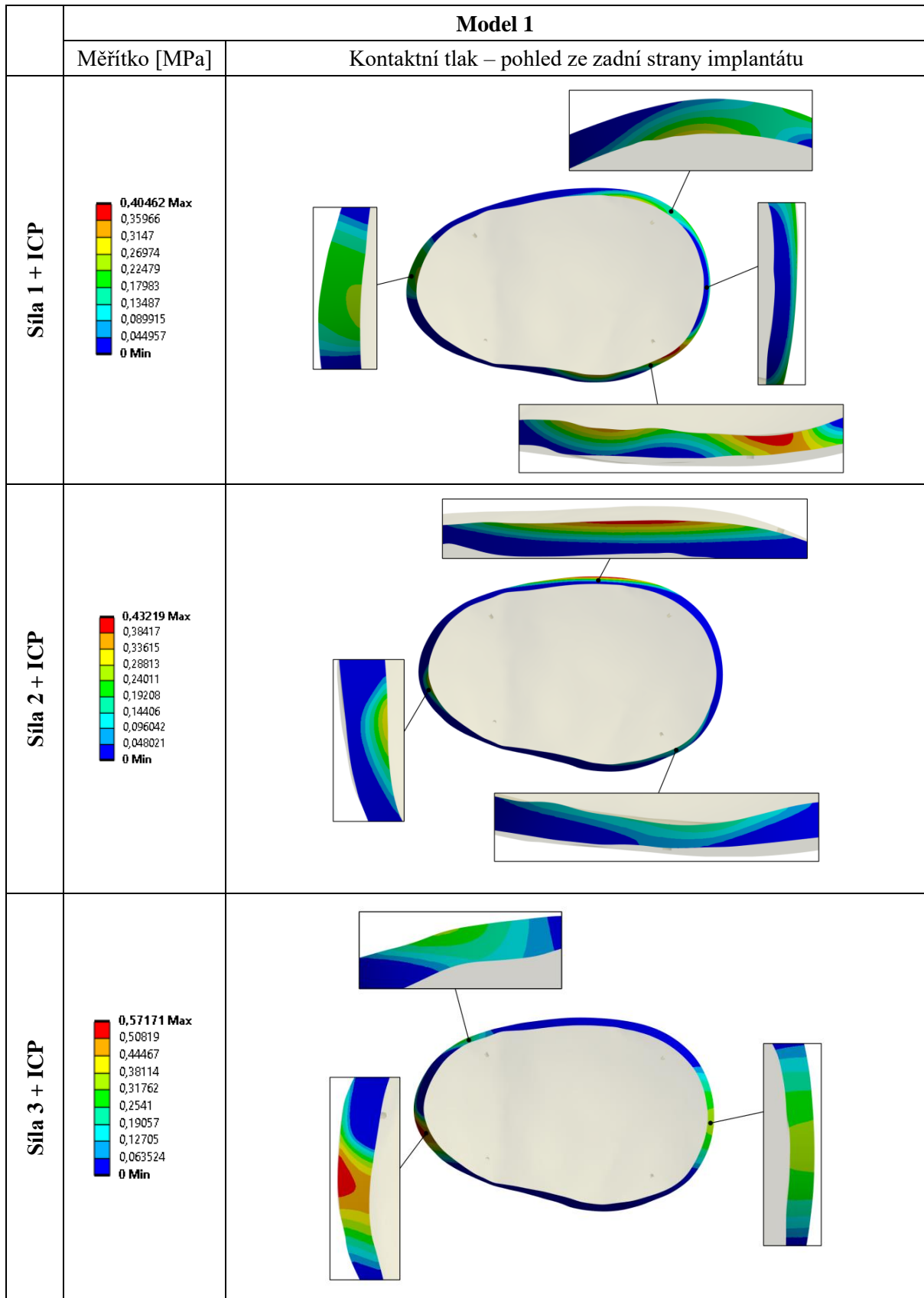
V případě varianty modelu 2 je na rozhraní kostní tkáně a implantátu vůle 0,1 mm a dochází k větším deformacím. Při působení síly dojde v určitém okamžiku k vymezení vůle a nárůst deformace je pozvolnější (viz obr. 35). K pozvolnějšímu nárůstu deformace dochází až v momentě, kdy dojde ke kontaktu implantátu s lebkou. Při působení silou 1 dojde ke kontaktu mezi silami 30 až 40 N a při působení silou 3 dojde ke kontaktu mezi silami 10 až 20 N. V případě působení silou 2 ke kontaktu nedojde. Kontakt implantátu s lebkou odpovídá průběhům deformace v závislosti na síle a pokud dojde ke kontaktu, tak dochází k pozvolnějšímu nárůstu deformace (viz obr. 35). Kontaktní tlak se začne projevovat v blízkosti působící síly a na opačné straně (viz obr. 42 a 43). Při zatěžování silou 1 dojde ke kontaktu na opačné straně, kde síla nepůsobí a na spodní hraně implantátu. Při zatěžování silou 3 dojde ke kontaktu v blízkosti působící síly a na opačné straně implantátu.

K vymezení vůle u modelu 3 nedojde a nenastane žádný kontakt implantátu s lebečním defektem. Průběhy kontaktního tlaku v závislosti na velikosti působící síle pro oba modely, kdy dojde ke kontaktu, je zobrazen na obr. 41.

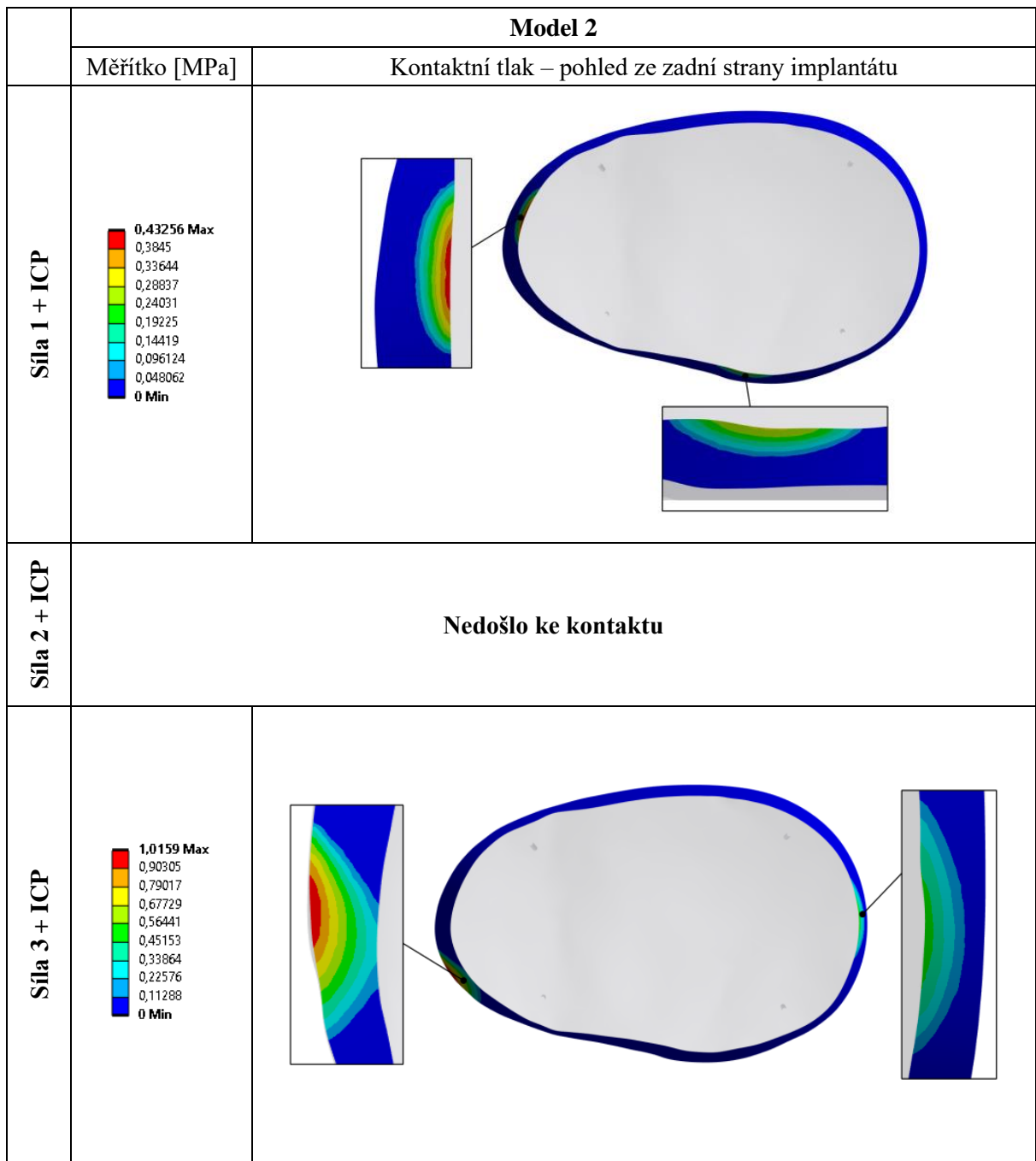


Obr. 41 Maximální kontaktní tlak na rozhraní kostní tkáně a implantátu [MPa] v závislosti na působící síle (10-50 N)

Na obr. 42 a 43 jsou zobrazeny maximální hodnoty kontaktního tlaku na implantátu a rozhraní kostní tkáně pro oba modely, kde došlo ke kontaktu.



Obr. 42 Maximální hodnoty kontaktního tlaku na implantátu a rozhraní kostní tkáně [MPa] (model 1)



Obr. 43 Maximální hodnoty kontaktního tlaku na implantátu a rozhraní kostní tkáně [MPa] (model 2)

12 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo provedení deformační a napěťové analýzy a posouzení vlivů různé geometrie implantátu. Pro dosažení cílů této práce byla nutná rešeršní studie související s řešenou problematikou, která měla za úkol se seznámit s problematikou lebečních implantátů a související anatomii, působením intrakraniálního tlaku uvnitř lebky, používanými materiály a upevňováním implantátu v lebce. Pro určení deformačně-napěťových stavů bylo použito výpočtové modelování a výpočtový model v sobě zahrnuje vytvoření modelu geometrie lebky s lebečním defektem, model geometrie implantátů s rozdílným rozhraním kostní tkáně a implantátu a model geometrie fixátorů se zjednodušenými šrouby. Dále jsou v práci popsány modely materiálu, zatížení a vazeb. Řešení bylo provedeno využitím metody konečných prvků v programu Ansys. Všechny stanovené cíle práce byly splněny.

Pro vyhodnocení deformačně-napěťové analýzy lebečního implantátu s fixátory byly analyzovány následující výsledky:

- celková deformace vyjádřená pomocí vektorů,
- deformace implantátu v ose x souřadného systému implantátu,
- redukované napětí (HMH) na fixátorech,
- kontaktní tlak na implantátu v rozhraní kostní tkáně a implantátu.

Analýzou prezentovaných výsledků jednotlivých variant výpočtových modelů bylo zjištěno, že rozdílné rozhraní implantátu a kostní tkáně výrazně ovlivňuje chování implantátu a fixačního zařízení.

Deformace implantátu byla při změně rozhraní implantátu a kostní tkáně výrazně vyšší, což způsobilo i větší namáhání fixátorů. Maximálních hodnot deformace bylo dosaženo v blízkosti působící síly, naopak minimální hodnoty deformace byly na opačné straně implantátu. Implantát měl tendenci se v blízkosti působící síly zatlačovat do lebečního defektu a na opačné straně se z defektu vytlačovat ven. S deformací implantátu souvisel i kontaktní tlak implantátu na rozhraní kostní tkáně, který v případě modelu 1 byl dosažen v každém případě. Se zvyšujícím se zatěžením implantátu došlo ke kontaktu a implantát byl v defektu vystředěn na místech, kde se kontaktní tlak projevil. Při kontaktu došlo ke snížení deformace a její nárůst byl pozvolnější. V případě modelu 2 došlo opět ke kontaktu. Při variantě zatížení silou 1 po dosažení síly mezi hodnotami 30 až 40 N a při variantě zatížení silou 3 pro hodnotu síly v rozmezí 10 až 20 N. Pro variantu zatížení silou 2 nedošlo k vymezení vůle. Po kontaktu opět došlo k pozvolnějšímu průběhu deformace implantátu. Ke kontaktu u modelu 3 nedošlo, protože vytvořená vůle na rozhraní implantátu a kostní tkáně byla velká. Průběh deformace v této variantě modelu nebyl ovlivněn.

Redukované napětí na fixátorech bylo v případě modelu 1 na každém fixátoru menší než mez kluzu a nedošlo k meznímu stavu pružnosti. V případě modelů 2 a 3, kde je přítomna geometrie implantátu s rozdílným rozhraním kostní tkáně a implantátu, došlo k většímu namáhání fixátorů a u některých fixátorů byl dosažen mezní stav pružnosti. Konkrétně bylo dosaženo mezního stavu pružnosti u fixátorů:

- model 2 – při zatížení silou 1 a 3 fixátor F1 a při zatížení silou 1 fixátor F4,
- model 3 – při zatížení silou 1 a 3 fixátor F1, při zatížení silou 1 fixátor F4 a při zatížení silou 3 fixátor F2.

V případě zatížení silou 2 u modelů 1, 2 a 3 nedošlo ani v jednom případě k meznímu stavu pružnosti. U variant zatížení silou 1 nebo 3 v případě modelu 2 byly kritické hodnoty blízké mezi kluzu, ale pro model 3 kritické hodnoty převyšovaly výrazně mez kluzu. Kritická místa fixátorů byla zejména v zaoblených vnějších přechodech otvorů pro šrouby. Interpretované výsledky vycházejí ze staticky zatěženého modelu. Nejvíce zatížené byly většinou ty fixátory, které byly v blízkosti působící síly.

Na základě provedené analýzy výsledků je možno konstatovat, že deformace implantátu a namáhání fixátorů má vyšší hodnoty při vytvoření rozdílného rozhraní kostní tkáně a implantátu. Pro získání lepších výsledků by bylo vhodné sestavit submodel fixátoru se šroubem, který obsahuje závit. Dalším možným zvýšením úrovně modelu by mohlo být uvažování spongiózní kostní tkáně lebky.

13 SEZNAM ODBORNÉ LITERATURY

- [1] LIŠOVÁ, Světlana a Jiřina UHROVÁ. Výukový materiál: První pomoc a medicína katastrof: Poranění lebky a mozku. In: *Portál inovace vyššího odborného vzdělávání* [online]. ČVUT v Praze Fakulta elektrotechnická: Katedra telekomunikační techniky, 2019 [cit. 2023-05-10]. Dostupné z: <https://www.vovcr.cz/odz/zdrav/083/page26.html>
- [2] VELNAR, Tomaz, Roman BOSNJAK a Lidija GRADISNIK. Clinical Applications of Poly-Methyl-Methacrylate in Neurosurgery: The In Vivo Cranial Bone Reconstruction. *Journal of Functional Biomaterials* [online]. 2022, **13**(3), 156 [cit. 2023-05-10]. ISSN 2079-4983. Dostupné z: [doi:10.3390/jfb13030156](https://doi.org/10.3390/jfb13030156)
- [3] THIMUKONDA JEGADEESAN, Jeyapriya, Manish BALDIA a Bikramjit BASU. Next-generation personalized cranioplasty treatment. *Acta Biomaterialia* [online]. 2022, **154**, 63-82 [cit. 2023-03-17]. ISSN 17427061. Dostupné z: [doi:10.1016/j.actbio.2022.10.030](https://doi.org/10.1016/j.actbio.2022.10.030)
- [4] ALKHAIBARY, Ali, Ahoud ALHARBI, Nada ALNEFAIE, Abdulaziz OQALAA ALMUBARAK, Ahmed ALORAIDI a Sami KHAIRY. Cranioplasty: A Comprehensive Review of the History, Materials, Surgical Aspects, and Complications. *World Neurosurgery* [online]. 2020, **139**, 445-452 [cit. 2023-03-17]. ISSN 18788750. Dostupné z: [doi:10.1016/j.wneu.2020.04.211](https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.04.211)
- [5] CHAMRAD, Jakub, Petr MARCIÁN a Libor BORÁK. On the level of computational model of a human skull. *Applied and Computational Mechanics* [online]. 2018, **12**(1), 5-16 [cit. 2023-01-17]. ISSN 2336-1182. Dostupné z: [doi:10.24132/acm.2018.385](https://doi.org/10.24132/acm.2018.385)
- [6] RIDWAN-PRAMANA, Angela, Petr MARCIÁN, Libor BORÁK, Nathaniel NARRA, Tim FOROUZANFAR a Jan WOLFF. Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty – A finite element study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2016, **44**(1), 34-44 [cit. 2023-04-13]. ISSN 10105182. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jcms.2015.10.014](https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.10.014)
- [7] VAN EIJNATTEN, Maureen, Roelof VAN DIJK, Johannes DOBBE, Geert STREEKSTRA, Juha KOIVISTO a Jan WOLFF. CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2018, **51**, 6-16 [cit. 2023-03-16]. ISSN 13504533. Dostupné z: [doi:10.1016/j.medengphy.2017.10.008](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.10.008)
- [8] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka* [online]. První vydání. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015 [cit. 2023-03-03]. ISBN 978-80-246-2693-2. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/kniha/strucna-anatomie-cloveka-5480/>
- [9] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I* [online]. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2011 [cit. 2023-03-03]. ISBN 978-80-247-3817-8. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/kniha/anatomie-1-568/>
- [10] KACHLÍK, David. *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory* [online]. Vydání první. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2018 [cit. 2023-03-03]. ISBN 978-80-246-4058-7. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/kniha/anatomie-pro-nelekarske-zdravotnicke-obory-5853/>
- [11] Pohybový systém II. Soustava kosterní: Základy funkční anatomie člověka. In: *Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích: Přírodovědecká fakulta* [online]. 2022 [cit. 2023-03-03]. Dostupné z: https://prf.jcu.cz/images/PRF/fakulta/katedry/kme/studijni-materialy/zaklady-funkcni-anatomie-cloveka/duben2022/3-FA_pohybovy_system_II_kosterni_system_2022.pdf

- [12] LINC, Rudolf a Alena DOUBKOVÁ. *Anatomie hybnosti: Určeno pro posl. 3. lék. fak. UK. 2.*, upr. vyd. Jinočany: H+H, 1993. ISBN 80-857-8754-7.
- [13] LOYD, Andre, Chris EE, Matthew PANZER, Barry MYERS a Cameron BASS. Skull Biomechanics. In: WINKELSTEIN, Beth. *Orthopaedic Biomechanics*. První. Boca Raton, FL: CRC Press, 2013, s. 121-152, 623 stran. ISBN 978-1-4398-6093-9.
- [14] Skeletal Tissues. In: *Basicmedical Key: Fastest Basicmedical Insight Engine* [online]. 2016 [cit. 2023-03-07]. Dostupné z: <https://basicmedicalkey.com/skeletal-tissues/>
- [15] Sutures of the skull. In: *Quizlet* [online]. 2023 [cit. 2023-03-07]. Dostupné z: <https://quizlet.com/267713043/sutures-of-the-skull-diagram/>
- [16] MOTHERWAY, Julie, Peter VERSCHUEREN, Georges VAN DER PERRE, Jos VANDER SLOTEN a Michael GILCHRIST. The mechanical properties of cranial bone: The effect of loading rate and cranial sampling position. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, **42**(13), 2129-2135 [cit. 2023-03-06]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.030
- [17] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika člověka: svalově kosterní systém*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2006-2007. ISBN 978-800-1038-963.
- [18] RAHMOUN, J., A. AUPERRIN, R. DELILLE, H. NACEUR a P. DRAZETIC. Characterization and micromechanical modeling of the human cranial bone elastic properties. *Mechanics Research Communications* [online]. 2014, **60**, 7-14 [cit. 2023-03-08]. ISSN 00936413. Dostupné z: doi:10.1016/j.mechrescom.2014.04.001
- [19] ŠPATÉNKOVÁ, Věra. Centrální nervový systém. In: ŠEVČÍK, Pavel. *Intenzivní medicína* [online]. Třetí přepracované a rozšířené vydání (první vydání elektronické verze). Praha: Galén, 2014, s. 448-518 [cit. 2023-03-12]. ISBN 978-80-7492-151-3. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/kniha/intenzivni-medicina-3575/>
- [20] RAJESH, Ambika, Miranda KINGSTON-HEPNER a Deepa KRISHNAKUMAR. Raised intracranial pressure. *Paediatrics and Child Health* [online]. 2017, **27**(6), 260-267 [cit. 2023-03-16]. ISSN 17517222. Dostupné z: doi:10.1016/j.paed.2017.01.016
- [21] KOČICA, Jan. *Meningeální syndrom a syndrom nitrolební hypertenze* [online]. In: . [cit. 2023-03-13]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/fsp/podzim2020/bp1174/um/Prednaska_7_Meningealni_syndrom_a_syndrom_nitrolebni_hypertenze_-_fyzioterapeuti_2020_pro_studenty.pdf
- [22] OERTEL, Joachim a Sebastian ANTES. Intracranial Pressure Monitoring. In: CINALLI, Giuseppe, M. Memet ÖZEK a Christian SAINTE-ROSE, ed., Giuseppe CINALLI, M. ÖZEK, Christian SAINTE-ROSE. *Pediatric Hydrocephalus* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2019, s. 1195-1220 [cit. 2023-03-13]. ISBN 978-3-319-27248-1. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-27250-4_71
- [23] CZOSNYKA, M. Monitoring and interpretation of intracranial pressure. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 2004, **75**(6), 813-821 [cit. 2023-03-13]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.2003.033126
- [24] SVEDUNG WETTERVIK, Teodor, Timothy HOWELLS, Per ENBLAD a Anders LEWÉN. Intracranial pressure variability: relation to clinical outcome, intracranial pressure–volume index, cerebrovascular reactivity and blood pressure variability. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* [online]. 2020, **34**(4), 733-741 [cit. 2023-03-13]. ISSN 1387-1307. Dostupné z: doi:10.1007/s10877-019-00387-9

- [25] DA SILVA JÚNIOR, Erasmo, Afonso DE ARAGÃO, Marcelo DE PAULA LOUREIRO, Caetano LOBO, Ana OLIVETI, Rafael DE OLIVEIRA a Ricardo RAMINA. Cranioplasty with three-dimensional customised mould for polymethylmethacrylate implant: a series of 16 consecutive patients with cost-effectiveness consideration. *3D Printing in Medicine* [online]. 2021, **7**(1) [cit. 2023-03-17]. ISSN 2365-6271. Dostupné z: doi:10.1186/s41205-021-00096-7
- [26] WITTNER, Claudia, Markus BOROWSKI, Lukas PIRL, Johann KASTNER, Andreas SCHREMPF, Ute SCHÄFER, Klemens TRIEB a Sascha SENCK. Thickness accuracy of virtually designed patient-specific implants for large neurocranial defects. *Journal of Anatomy* [online]. 2021, **239**(4), 755-770 [cit. 2023-03-17]. ISSN 0021-8782. Dostupné z: doi:10.1111/joa.13465
- [27] PAXTON, Naomi, Mark ALLENBY, Philip LEWIS a Maria WOODRUFF. Biomedical applications of polyethylene. *European Polymer Journal* [online]. 2019, **118**, 412-428 [cit. 2023-03-17]. ISSN 00143057. Dostupné z: doi:10.1016/j.eurpolymj.2019.05.037
- [28] MOIDUDDIN, Khaja, Saied DARWISH, Abdulrahman AL-AHMARI, Sherif ELWATIDY, Ashfaq MOHAMMAD a Wadea AMEEN. Structural and mechanical characterization of custom design cranial implant created using additive manufacturing. *Electronic Journal of Biotechnology* [online]. 2017, **29**, 22-31 [cit. 2023-03-17]. ISSN 07173458. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejbt.2017.06.005
- [29] JARDINI, André, Maria LAROSA, Rubens FILHO, Cecília ZAVAGLIA, Luis BERNARDES, Carlos LAMBERT, Davi CALDERONI a Paulo KHARMANDAYAN. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2014, **42**(8), 1877-1884 [cit. 2023-03-18]. ISSN 10105182. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcms.2014.07.006
- [30] VAN DER MEER, Wicher, Ruud BOS, Arjan VISSINK a Anita VISSER. Digital planning of cranial implants. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [online]. 2013, **51**(5), 450-452 [cit. 2023-03-18]. ISSN 02664356. Dostupné z: doi:10.1016/j.bjoms.2012.11.012
- [31] HUOTILAINEN, Eero, Risto JAANIMETS, Jiří VALÁŠEK, Petr MARCIÁN, Mika SALMI, Jukka TUOMI, Antti MÄKITIE a Jan WOLFF. Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [online]. 2014, **42**(5), 259-265 [cit. 2023-03-15]. ISSN 10105182. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcms.2013.10.001
- [32] MARTELLI, Nicolas, Carole SERRANO, Hélène VAN DEN BRINK, Judith PINEAU, Patrice PROGNON, Isabelle BORGET a Salma EL BATTI. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review. *Surgery* [online]. 2016, **159**(6), 1485-1500 [cit. 2023-03-18]. ISSN 00396060. Dostupné z: doi:10.1016/j.surg.2015.12.017
- [33] Interaktivní studijní podpory předmětu Biomechanika II zaměřené na tvorbu výpočtových modelů. In: *Biomechanika 2* [online]. [cit. 2023-02-20]. Dostupné z: http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=88%3Ainteraktivni-studijni-podpory-pedmtu-biomechanika-ii-zamene-na-tvorbu-vypotovych-model&catid=38%3Aopory&Itemid=97&lang=cs
- [34] VAN DE VIJFEIJKEN, Sophie, Tijmen MÜNKER, Rene SPIJKER et al. Autologous Bone Is Inferior to Alloplastic Cranioplasties: Safety of Autograft and Allograft Materials for Cranioplasties, a Systematic Review. *World Neurosurgery* [online]. 2018, **117**, 443-4528 [cit. 2023-03-20]. ISSN 18788750. Dostupné z: doi:10.1016/j.wneu.2018.05.193

- [35] ZHANG, Jibo, Weiqun TIAN, Jiayi CHEN, Jin YU, Jianjian ZHANG a Jincao CHEN. The application of polyetheretherketone (PEEK) implants in cranioplasty. *Brain Research Bulletin* [online]. 2019, **153**, 143-149 [cit. 2023-04-06]. ISSN 03619230. Dostupné z: doi:10.1016/j.brainresbull.2019.08.010
- [36] BERI, Arushi, Sweta PISULKAR, Akansha BANSOD a Chinmayee DAHIHANDEKAR. Paradigm Shift in Materials for Skull Reconstruction Facilitated by Science and Technological Integration. *Cureus* [online]. 2022, (149) [cit. 2023-03-21]. ISSN 2168-8184. Dostupné z: doi:10.7759/cureus.28731
- [37] KHADER, Basel a Mark TOWLER. Materials and techniques used in cranioplasty fixation: A review. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2016, **66**, 315-322 [cit. 2023-03-22]. ISSN 09284931. Dostupné z: doi:10.1016/j.msec.2016.04.101
- [38] SIRACUSA, Valentina, Giuseppe MAIMONE a Vincenzo ANTONELLI. State-of-Art of Standard and Innovative Materials Used in Cranioplasty. *Polymers* [online]. 2021, **13**(9) [cit. 2023-03-23]. ISSN 2073-4360. Dostupné z: doi:10.3390/polym13091452
- [39] ELSHANAWANY, Ahmed. a Abdelhakeem ESSA. Traumatic Acute Subdural Hematoma: Treatment by Evacuation with Decompressive Craniotomy and Cranioplasty, Case Series and Surgical Outcome Analysis. *Open Journal of Modern Neurosurgery* [online]. 2018, **08**(03), 331-341 [cit. 2023-03-23]. ISSN 2163-0569. Dostupné z: doi:10.4236/ojmn.2018.83028
- [40] LEÃO, Rafaella, Juliana MAIOR, Cleidiel LEMOS, Belmiro VASCONCELOS, Marcos MONTES, Eduardo PELLIZZER a Sandra MORAES. Complications with PMMA compared with other materials used in cranioplasty: a systematic review and meta-analysis. *Brazilian Oral Research* [online]. 2018, **32**(0) [cit. 2023-03-24]. ISSN 1807-3107. Dostupné z: doi:10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0031
- [41] BERRETTA, S., K. EVANS a O. GHITA. Additive manufacture of PEEK cranial implants: Manufacturing considerations versus accuracy and mechanical performance. *Materials & Design* [online]. 2018, **139**, 141-152 [cit. 2023-04-06]. ISSN 02641275. Dostupné z: doi:10.1016/j.matdes.2017.10.078
- [42] JUNAID, Muhammad, Syed BUKHARI, Mobasher SAEED a Mamoon RASHID. Mini titanium plates; hearkening the end of nonrigid cranial bone flap fixation. *Pakistan Journal of Medical Sciences* [online]. 2017, **33**(4) [cit. 2023-04-09]. ISSN 1681-715X. Dostupné z: doi:10.12669/pjms.334.12003
- [43] IACOANGELI, Maurizio, LuciaG. DI SOMMA, Lorenzo ALVARO, Niccolò NOCCHI, Massimo SCERRATI a AlessandroDi RIENZO. Shape modifications of porous hydroxyapatite prostheses to improve rigid implant fixation: Experience in 12 cases. *Surgical Neurology International* [online]. 2012, **3**(1) [cit. 2023-04-09]. ISSN 2152-7806. Dostupné z: doi:10.4103/2152-7806.105100
- [44] RIDWAN-PRAMANA, Angela, Petr MARCIÁN, Libor BORÁK, Nathaniel NARRA, Tymour FOROUZANFAR, Jan WOLFF a Jose GARCIA AZNAR. Finite element analysis of 6 large PMMA skull reconstructions: A multi-criteria evaluation approach. *PLOS ONE* [online]. 2017, **12**(6) [cit. 2023-04-09]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0179325
- [45] MOSTAFA ELKATATNY, Amr a Karim ELDABAA. Cranioplasty: A New Perspective. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences* [online]. 2019, **7**(13), 2093-2101 [cit. 2023-04-09]. ISSN 1857-9655. Dostupné z: doi:10.3889/oamjms.2019.489
- [46] YOO, Minwook, Sungjoon LEE, Sung-Chul JIN a Jung-Soo KIM. Self-releasing of a titanium clamp (CranoFix) in cranioplasty. *British Journal of Neurosurgery* [online]. 2019, **33**(3), 320-321 [cit. 2023-04-09]. ISSN 0268-8697. Dostupné z: doi:10.1080/02688697.2018.1523366

- [47] Bone Flap Fixation. In: *Neurosurgical Training Simulator-Rowena* [online]. Delta Surgical and NeuroSurgical Ltd, 2016 [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: <https://neurosurgical-training-simulator.com/bone-flap-fixation/>
- [48] OsteoMed OsteoForm Cranial Mesh. In: *Acumed* [online]. Acumed LLC, a Colson Medical, 2022 [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: <https://www.acumed.net/products/neurosurgery/osteoform-cranial-mesh/>
- [49] CHAMRAD, Jakub. *Deformační a napěťová analýza lebečního fixátoru* [online]. Brno, 2016 [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/59671>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.
- [50] LevelOne Fixation. In: *KLS Martin Group* [online]. KLS Martin Group, 2023 [cit. 2023-04-09]. Dostupné z: https://www.klsmartin.com/mediathek/90-440-08-07_LevelOne_Fixation_1.0_Micro.pdf
- [51] HŘIČIŠTĚ, Michal. *Deformační a napěťová analýza lebky s aplikovaným implantátem* [online]. Brno, 2015 [cit. 2023-05-04]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/39237>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.
- [52] MARCIÁN, P., O. KONEČNÝ, L. BORAK, J. VALÁŠEK, K. ŘEHÁK, D. KRPÁLEK a Z. FLORIAN. On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from CT/MRI and Micro-CT. In *MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing*. Brno: Brno University of Technology, 2011, 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0.
- [53] MARCIÁN, Petr, Nathaniel NARRA, Libor BORÁK, Jakub CHAMRAD a Jan WOLFF. Biomechanical performance of cranial implants with different thicknesses and material properties: A finite element study. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2019, **109**, 43-52 [cit. 2023-04-14]. ISSN 00104825. Dostupné z: [doi:10.1016/j.combiomed.2019.04.016](https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2019.04.016)
- [54] Mechanic APDL 2023 R1: Element Reference. In: *Ansys Help* [online]. ANSYS, Inc., 2023 [cit. 2023-04-14]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v231/en/ans_elem/Hlp_E_ElemTOC.html
- [55] JANSSEN, Dennis, Kenneth MANN a Nico VERDONSCHOT. Micro-mechanical modeling of the cement–bone interface: The effect of friction, morphology and material properties on the micromechanical response. *Journal of Biomechanics* [online]. 2008, **41**(15), 3158-3163 [cit. 2023-04-14]. ISSN 00219290. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jbiomech.2008.08.020](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.020)
- [56] NARRA, Nathaniel, Jiří VALÁŠEK, Markus HANNULA, Petr MARCIÁN, George SÁNDOR, Jari HYTTINEN a Jan WOLFF. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, **47**(1), 264-268 [cit. 2023-04-14]. ISSN 00219290. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.016](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.016)